

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

LABORATORNÍ ÚLOHY PRO VÝUKU ULTRAZVUKOVÝCH ZOBRAZOVACÍCH SYSTÉMŮ

LABORATORY EXERCISES FOR ULTRASOUND MEDICAL IMAGING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Tomáš Jordánek

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Tomáš Jordánek

ID: 195187

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Laboratorní úlohy pro výuku ultrazvukových zobrazovacích systémů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se se základy ultrazvukové techniky pro využití v lékařském zobrazování. Provedte rešerši jednotlivých módů a klinických aplikací. 2) Prostudujte způsoby hodnocení kvality obrazu u ultrazvukových aplikací a popište jednotlivé metriky pro toto hodnocení. 3) S využitím dostupného vybavení na UBMI proveďte základní hodnocení kvality obrazu klinických skenerů na pracovišti. 4) Seznamte se s laboratorním ultrazvukovým systémem od firmy 3B Scientific a laboratorními úlohami pro toto zařízení. 5) Pro laboratorní ultrazvukový systém s jedním měničem vytvořte akviziční jednotku, která umožní zaznamenat 2D obraz z dílčích skenů. Provedte testování této jednotky s ohledem na dosažitelné parametry procesu zobrazování. 6) Navrhněte laboratorní úlohy pro ověření základních poznatků z ultrazvuku – měření rychlosti šíření vlny, určení prostorového rozlišení, a další.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HILL, C. R, J. C BAMBER a G. ter HAAR. Physical principles of medical ultrasonics. 2nd ed. Hoboken, N.J.: John Wiley, c2004. ISBN 978-0-471-97002-6.

[2] STILES, Timothy A. Ultrasound imaging as an undergraduate physics laboratory exercise. American Journal of Physics. 2014, 82(5), 490-501. DOI: 10.1119/1.4868000. ISSN 0002-9505.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato práce se zabývá ultrazvukovými zobrazovacími systémy. Nejdříve je popsáno ultrazvukové vlnění a fyzikální zákony, které s vlněním souvisí. Poté je zde velká kapitola, která se zabývá klinickým využitím. Jsou zde rozebrány jednotlivé módy zobrazení a používané sondy. Zmínka je zde i o dopplerovských systémech. Dále je zde uvedeno hodnocení ultrazvukového obrazu. V praktické části se zabývám hodnocením přístroje GE Vingmed Ultrasound System Five REM pomocí fantomu. Z této části vznikla jedna laboratorní úloha na seznámení práce s ultrazvukem. V druhém semestru jsem se věnoval ultrazvukovému přístroji od 3B Scientific. Pro tento přístroj bylo navrženo několik laboratorních úloh, které byly zároveň odzkoušeny v praxi. Dále byla sestavena jednoduchá konstrukce pro snímání scény v B-módu. Nakonec byl vytvořen vlastní fantom.

Klíčová slova

Ultrazvuk, módy zobrazení, sondy, hodnocení kvality, laboratorní úlohy.

Abstract

This thesis is about ultrasound imaging systems. In the beginning, there are described ultrasonic waves and principles of physics. Next part is about clinical use of ultrasound system. There are described modes of imaging and probes used in practise. Doppler systems are also mentioned. Next part is about evaluation of image. In practical part of my thesis I am evaluating quality of image produced by GE Vingmed Ultrasound System Five REM. From this part had been created a laboratory exercise about basics of working with ultrasound systems. Next semester, I worked with ultrasound produced by 3B Scientific. There were made several laboratory exercises for this ultrasound and they were tested. For scanning in B-mode was made simple construction. Last part was about creating own phantom.

Keywords

Ultrasound, mods, probes, quality assessment, laboratory exercises.

Bibliografická citace:

JORDÁNEK, Tomáš. *Laboratorní úlohy pro výuku ultrazvukových zobrazovacích systémů*. Brno, 2019. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/118320>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Mézl.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Laboratorní úlohy pro výuku ultrazvukových zobrazovacích systémů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne **24. května 2019**

.....

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Mězlovi, Ph.D. za trpělivost, vstřícnost, odbornou pomoc, cenné rady a veškeré konzultace při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne **24. května 2019**

.....

podpis autora

Obsah

1	Úvod	1
2	Ultrazvukové zobrazovací systémy	2
2.1	Fyzikální principy	2
2.2	Interakce ultrazvuku s prostředím	3
2.3	Módy zobrazení	4
2.3.1	A mód	4
2.3.2	B mód	5
2.3.3	M mód	6
2.3.4	3D mód	7
2.4	Dopplerovské zobrazení	8
2.4.1	Barevné mapování průtoku (CFM)	9
2.4.2	Energetický Doppler (PD)	10
2.4.3	Zobrazení pohybu tkání (TDI)	10
2.5	Ultrazvukové sondy	10
2.5.1	Lineární sonda	11
2.5.2	Konvexní sonda	11
2.5.3	Sektorová sonda	11
2.6	Hodnocení obrazu ultrazvuku	13
2.6.1	Axiální rozlišení	13
2.6.2	Laterální rozlišení	13
2.6.3	Elevační rozlišení	13
2.6.4	Obecné parametry obrazu	14
2.6.5	Artefakty obrazu	15
2.7	Bezpečnost ultrazvukového vyšetření	15
3	Praktická část	17
3.1	Fantom ATS 539	17
3.2	Vlastní měření	18
3.3	Ultrazvukový přístroj GS200 od 3B Scientific	24
3.4	Laboratorní úlohy s ultrazvukovým přístrojem GS200	25
3.4.1	Měření útlumu v kapalinách	25
3.4.2	Měření útlum v akrylovém válci	30
3.4.3	Měření rychlosti šíření v akrylovém válci	32
3.4.4	Měření koncentrace soli v roztoku	34
3.4.5	Práce v B-módu se sondou s jedním měničem	36
3.5	Výroba vlastního fantomu	40
3.6	Měření s vlastním fantomem	42

4	Závěr.....	45
	Literatura	46
	Seznam symbolů, veličin a zkratk.....	49
	Seznam příloh.....	50

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Zobrazení v A módu, převzato z [19]	5
Obrázek 2 – Zobrazení ledviny v B módu, převzato z [20]	6
Obrázek 3 – Zobrazení srdce v M módu, převzato z [21]	6
Obrázek 4 – 3D zobrazení plodu v děloze, převzato z [22].....	7
Obrázek 5 – Zobrazení proudění v karotidě pomocí CFM, převzato z [23].....	9
Obrázek 6 – Zobrazení perfúze ledviny pomocí PD, převzato z [24]	10
Obrázek 7 – Příklady užívaných typů ultrazvukových sond, převzato z [25]	12
Obrázek 8 – Ilustrace jednotlivých rozlišení, převzato z [26]	14
Obrázek 9 – Schéma použitého fantomu ATS 539, převzato z [18].....	18
Obrázek 10 – Snímek zóny pro hodnocení vertikálního rozlišení	19
Obrázek 11 - Snímek zóny pro hodnocení axiálního a laterálního rozlišení.....	20
Obrázek 12 – Porovnání zaostřených bodů při fokusu 7 cm a 3 cm	22
Obrázek 13 – Zobrazení hyperechogenních (vlevo) a hypoechogenních struktur .	22
Obrázek 14 – Ultrazvukový přístroj GS200, pohled na přední panel, převzato z [27]	25
Obrázek 15 – Realizace úlohy měření útlumu v kapalinách, zde měřena voda	27
Obrázek 16 – Graf závislosti útlumu ultrazvukového vlnění v kapalinách na vzdálenosti, součástí jsou i rovnice jednotlivých křivek.....	29
Obrázek 17 – Realizace úlohy měření útlumu v akrylovém válci, zde v reflexním režimu pro válec o délce 120,4 mm	31
Obrázek 18 – Realizace úlohy měření útlumu v akrylovém válci, zde v transmisním režimu pro válec o délce 120,4 mm	32
Obrázek 19 – Graf závislosti rychlosti šíření ultrazvuku na koncentraci soli	36
Obrázek 20 – Realizace držáku pro posun sondy nad fantomem, horní pohled	37
Obrázek 21 - Realizace držáku pro posun sondy nad fantomem, boční pohled.....	37
Obrázek 22 – Získaný snímek z B-módu pomocí posuvu jednoměničové sondy	38
Obrázek 23 – Nastavení TGC pro popisovaný snímek z B-módu.....	40
Obrázek 24 – Schéma vytvořeného fantomu.....	41
Obrázek 25 – Průběh výroby fantomu	42
Obrázek 26 – Nastavení TGC pro měření s vyrobeným fantomem.....	43
Obrázek 27 – Brčko vyplněné vzduchem nasnímané v A-módu.....	44
Obrázek 28 – Oblast A – hřebíky	56
Obrázek 29 – Oblast B – drát	56
Obrázek 30 – Oblast C – špejle	57
Obrázek 31 – Oblast D – brčko naplněné vzduchem	57
Obrázek 32 – Oblast E – brčko naplněné vodou.....	58
Obrázek 33 – Oblast F – brčko naplněné olejem, zobrazeny jsou dvě struktury	58

Obrázek 34 – Oblast G – brčko naplněné olejem.....	59
--	----

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Naměřené průměry jednotlivých objektů v milimetrech	21
Tabulka 2 – Naměřené hodnoty a vypočtený útlum pro vodu	27
Tabulka 3 - Naměřené hodnoty a vypočtený útlum pro malinový sirup.....	28
Tabulka 4 - Naměřené hodnoty a vypočtený útlum pro slunečnicový olej	28
Tabulka 5 – Naměřené hodnoty amplitudy a vypočtené hodnoty útlumu pro jednotlivé režimy.....	31
Tabulka 6 – Naměřené hodnoty času a dopočtené hodnoty rychlostí šíření v akrylovém válci.....	33
Tabulka 7 – Přeuspořádané hodnoty z tabulky 6	33
Tabulka 8 – naměřené a vypočtené hodnoty k úloze měření koncentrace soli v roztoku	35

1 ÚVOD

V dnešní moderní době pracují lékaři se spoustou přístrojů, které jim ulehčují práci či poskytují možnosti pro správné stanovení diagnózy. Velkou oblastí medicíny je i zobrazovací technika, která lékaři dovolí nahlédnout do těla člověka, aniž by museli pacienta operovat. Většina těchto zobrazovacích systémů pracuje se škodlivými zářeními, nejběžnějším z nich je rentgen, který využívá rentgenových paprsků. Druhou skupinou je zobrazování přístroji, které nevyužívají ionizující záření – např. ultrazvuk, magnetická rezonance či termokamery. Tyto systémy se považují při dodržení předepsaných postupů za bezpečné. Ultrazvuk má oproti MRI řadu výhod – je velmi dostupný, pořídit si ho tak může i lékař se soukromou praxí, dále ho lze v dnešní době miniaturizovat, což umožňuje vytvoření přenosných zařízení, neposlední výhodou je i jistý komfort pro pacienta – většinou není nutná žádná příprava na vyšetření. Nevýhodou zůstává horší získaný obraz.

Ve své práci se nejdříve zabývám obecnými principy ultrazvuku a fyzikálními zákonitostmi, které se vztahují k vlnění obecně. Následuje klinické využití ultrazvuku, kde jsou popsány jednotlivé módy zobrazení a jejich využití v praxi, doplněné názornými ukázkami výsledného zobrazení v daném módu. Zmíněno je i využívání dopplerovských systémů, kterými se pak ale v práci dále nezabývám. Důležitou součástí ultrazvukového systému jsou sondy, nastínil jsem ty nejpoužívanější z nich a uvedl jejich aplikaci v praxi. Menší kapitolou je hodnocení obrazu ultrazvuku, uvádím tři druhy rozlišení, které jsou pro ultrazvuk typické – axiální, laterální a elevační rozlišení. Na konci kapitoly zmiňuji bezpečnost ultrazvuku.

V praktické části se věnuji hodnocení kvality zobrazení na jednom z přístrojů na UBMI. Nejdříve je nutné se s přístrojem seznámit, poté se pomocí dostupného fantomu získají série obrazů, na kterých se hodnotí předem stanovené parametry. Hodnocení probíhalo na obrazovce přístroje, získané obrazy v práci jsou pouze k ilustraci.

V bakalářské práci se budu věnovat ultrazvukovému systému od 3B Scientific, seznámím se s dodanými úlohami. Tyto laboratorní úlohy je třeba odzkoušet v praxi a optimalizovat pro výuku. Následné návrhy zadání úloh budou stavěny tak, aby student postupně pochopil princip fungování dané úlohy. K úloze měření scény v B-módu bude sestavena jednoduchá konstrukce, po které se sonda posunuje. Samotné vytváření obrazu bude prováděno pomocí dodávaného programu k ultrazvuku. Dále bude vytvořen vlastní fantom, který poslouží k demonstraci echogenit různých materiálů.

2 ULTRAZVUKOVÉ ZOBRAZOVACÍ SYSTÉMY

V následujících podkapitolách se budu zabývat fyzikální podstatou ultrazvuku, jednotlivými módy zobrazení, používanými sondami, hodnocením kvality ultrazvukových systému a bezpečností vyšetření pomocí ultrazvuku.

2.1 Fyzikální principy

Ultrazvuk je mechanické vlnění stejně jako zvuk nebo infrazvuk. Liší se však frekvencí, která je vyšší jak 20 kHz, pro lidské ucho je neslyšitelný. Někteří živočichové mají však práh sluchu vyšší a ultrazvukem se dorozumívají, příkladem mohou být delfíni, jiní jej využívají k orientaci v prostoru, např. echolokace u netopýrů.

Ultrazvuk se šíří prostředím zhušťováním či zředováním jeho částic. Může se šířit jako vlnění podélné, kde se částice pohybují ve směru šíření, v živém organismu se takto šíří v měkkých tkáních a v tekutinách. Druhým způsobem je vlnění příčné, kde částice prostředí kmitají kolmo ke směru šíření, v těle se takto šíří pouze v kostech. [5]

Ultrazvuk lze popsat pomocí frekvence, amplitudy, vlnové délky a rychlosti šíření. Frekvence určuje počet period za jednu sekundu, jednotkou je 1 Hz. K lékařským účelům se využívají frekvence v rozsahu 20–100 kHz pro chirurgické aplikace, 1–3 MHz pro terapeutické využití a 2–40 MHz pro diagnostiku. Vlnová délka udává vzdálenost, jakou vlna urazí za jednu periodu, značí se řeckým písmenem λ a její jednotkou je 1 mm. Aby bylo možné rozlišit danou strukturu, platí, že vlnová délka musí být menší než velikost struktury. Rychlost šíření ultrazvukové vlny je značena písmenem c a udává se v m/s. Ultrazvuk se nejlépe šíří v pevných látkách a platí, že čím je prostředí kompaktnější, tím je rychlost šíření vyšší. V kostech se rychlost šíření pohybuje okolo až 4080 m/s, v měkkých tkáních okolo 1540 m/s. Souvislost mezi rychlostí šíření, frekvencí a vlnovou délkou můžeme vyjádřit vztahem

$$\lambda = \frac{c}{f}. \quad (2.1)$$

Z tohoto vztahu vyplývá, že čím vyšší je frekvence, tím nižší je vlnová délka a naopak. Amplituda ultrazvuku udává jeho hlasitost (energii) a je udávána v decibelech. Energie ultrazvukové vlny je přenášena jako akustický tlak V . Decibel je logaritmická jednotka, hodnotu amplitudy v decibelech lze stanovit jako

$$A [dB] = 20 \cdot \log\left(\frac{V}{R}\right), \quad (2.2)$$

kde R je referenční hodnota. [3]

2.2 Interakce ultrazvuku s prostředím

Průchodem ultrazvukového vlnění dochází k interakci s prostředím, ve kterém se šíří. Mezi hlavní interakce, které ovlivňují výsledné zobrazení, patří odraz, lom, zeslabení a rozptyl.

K odrazu ultrazvuku dochází na rozhraní dvou různých prostředí, v rámci jednoho homogenního prostředí k odrazu nedochází. Každé prostředí je charakterizováno akustickou impedancí. Akustická impedance Z je závislá na hustotě prostředí ρ a rychlosti šíření c . Platí následující vztah

$$Z = \rho \cdot c. \quad (2.3)$$

Na rozhraní dvou tkání s rozdílnou akustickou impedancí dochází k částečnému odrazu vlny, část pokračuje dál prostředím. Schopnost odrážet ultrazvukové vlny se nazývá echogenita. Platí, že čím větší je rozdíl akustických impedancí a echogenit dvou prostředí, tím větší část vlnění se odrazí. Poměr mezi intenzitou odražené vlny a intenzitou vlny, která dopadá je vyjádřen vztahem

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2, \quad (2.4)$$

kde Z_1 a Z_2 jsou akustické impedance daných prostředí. Ze vzorce lze odvodit, že tento poměr bude nízký pro prostředí s podobnými akustickými impedancemi, tj. pro měkké tkáně. Naopak velký poměr budou mít rozhraní dvou prostředí s rozdílnými akustickými impedancemi, např. měkká tkáň – vzduch či měkká tkáň – kost. Odraz je také závislý na úhlu dopadu, přičemž platí, že nejvíce se ultrazvuková vlna odráží od kolmé struktury.

K rozptylu ultrazvuku dochází na strukturách, které jsou menší nebo přibližně stejné jako je vlnová délka ultrazvuku. Energie je rozptýlena všemi směry od struktury a k sondě se vrací jen malá část. Nerovné struktury způsobují lom neboli refrakci vlnění. Ultrazvuková vlna je při tom odkloněna od svého původního směru. Tento jev lze přirovnat k lomu světelného paprsku pomocí čočky. Pomocí tzv. akustických čoček lze ultrazvukové vlnění fokusovat na požadované místo.

Průchodem ultrazvuku tkání dochází k zeslabení jeho energie, kvůli její přeměně na teplo. Celkové zeslabení neboli atenuace, je závislé na frekvenci vlnění. Platí, že čím větší je frekvence, tím menší je hloubka zobrazované tkáně, ale zároveň tím lepší je rozlišení zobrazovaných struktur. Zároveň lze říci, že energie klesá exponenciálně s rostoucí hloubkou. Zeslabení ultrazvukového vlnění je závislé také na koeficientu útlumu α . Tento koeficient je též frekvenčně závislý, jeho hodnota pro danou frekvenci se vztahuje k referenční hodnotě pro 1 MHz [3] [5] [6] [7]

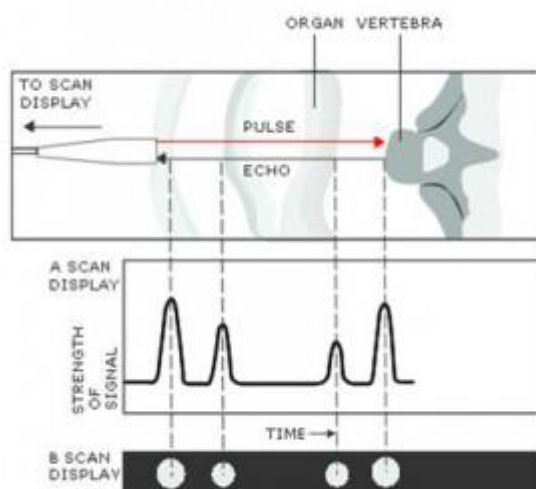
$$\alpha(f) = \alpha_{1MHz} \cdot f. \quad (2.5)$$

2.3 Módy zobrazení

Mód zobrazení určuje, jak se výstup bude lékaři zobrazovat např. na monitoru. Každý mód pak využívá vhodné nastavení a vhodnou sondu. V této kapitole budou popsány také dopplerovské módy zobrazení.

2.3.1 A mód

A mód, z anglického *Amplitude*, je nejjednodušším zobrazením ultrazvukového obrazu většinou z jednoho měniče. Výstupem tohoto zobrazení je křivka, která zobrazuje závislost intenzity ultrazvuku, který se odrazil a je detekován, na čase, který uplynul od vyslání signálu. Amplituda signálu odpovídá intenzitě odražených vln, vzdálenost těchto amplitud pak odpovídá vzdálenosti ve tkáni. Princip fungování je naznačen na obrázku 1. Díky tomuto módu lze přesně měřit vzdálenosti v tkáních. V dnešní době se používá při biometrickém vyšetření oka. Je však základem pro další zobrazovací módy. [2] [8] [9] [10]

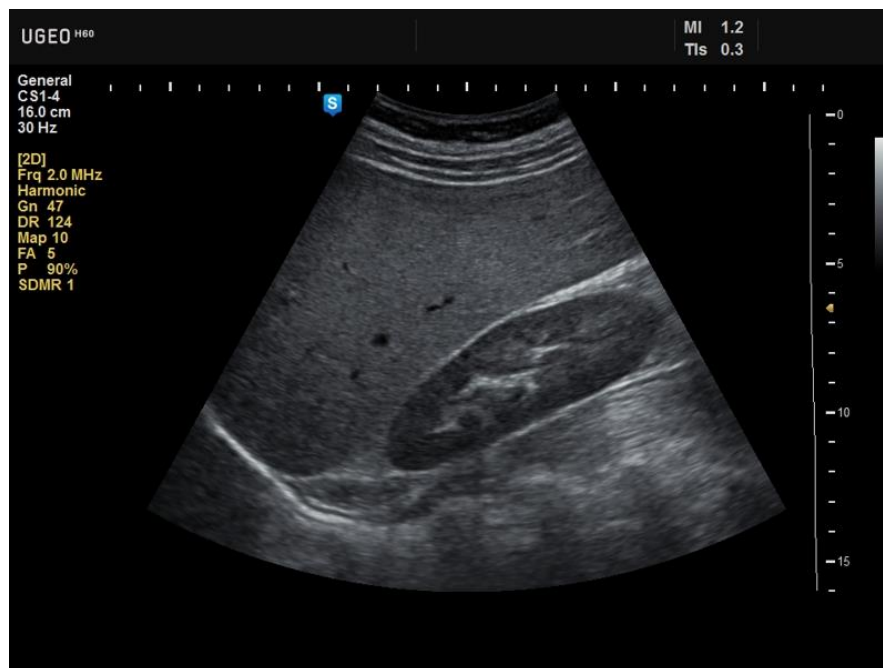


Obrázek 1 – Zobrazení v A módu, převzato z [19]

2.3.2 B mód

B mód, z anglického *Brightness*, je zobrazení, ve kterém se amplitudy odražených signálů převádějí na stupně šedi. V dnešní době se využívá 256 stupňů šedi. Dříve se využívalo statické zobrazení, kde obraz vznikal postupně posunem sondy po pacientově těle. Tento způsob byl však nepohodlný a pomalý, proto se přešlo k dynamickému zobrazení. Principem je zvýšení počtu měničů v řadě, které spolu navzájem spolupracují a přijatá echa vyhodnocují tak, že vzniklý obraz vidíme v reálném čase.

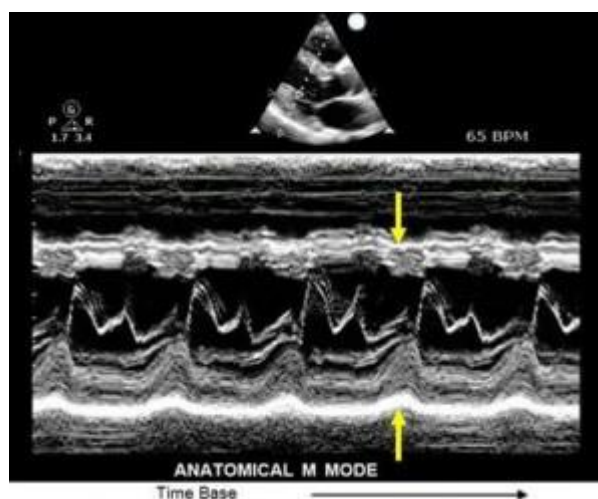
Velikost amplitudy odpovídá výslednému stupni šedé. Velké amplitudy jsou kódovány světlými odstíny šedé (např. kosti) a nízké amplitudy tmavými odstíny šedé (např. krev). Podle echogenity můžeme rozlišovat struktury hyperechogenní (ultrazvuk se odráží silně), hypoechogenní (ultrazvuk se odráží slabě), anechogenní (ultrazvuk se neodráží vůbec) a izoechogenní (místa se stejnou echogenitou). Echogenitu lze upravovat pomocí kontrastních látek. Na obrázku 2 můžeme vidět ledvinu zobrazenou v popisovaném B módu. [2] [8] [9] [10]



Obrázek 2 – Zobrazení ledviny v B módu, převzato z [20]

2.3.3 M mód

Z anglického *Motion*, někdy se označuje jako TM (*Time motion*). Slouží pro zobrazení pohybujících se struktur v čase. Tento mód vychází z B módu, sleduje určitou část obrazu a vykresluje její změnu v čase. Využití nachází především v kardiologii, kde slouží např. pro zobrazování pohybu chlopní během srdečního cyklu. V horní části obrázku 3 lze vidět obraz z B módu, pod ním záznam v M módu. [2] [9]



Obrázek 3 – Zobrazení srdce v M módu, převzato z [21]

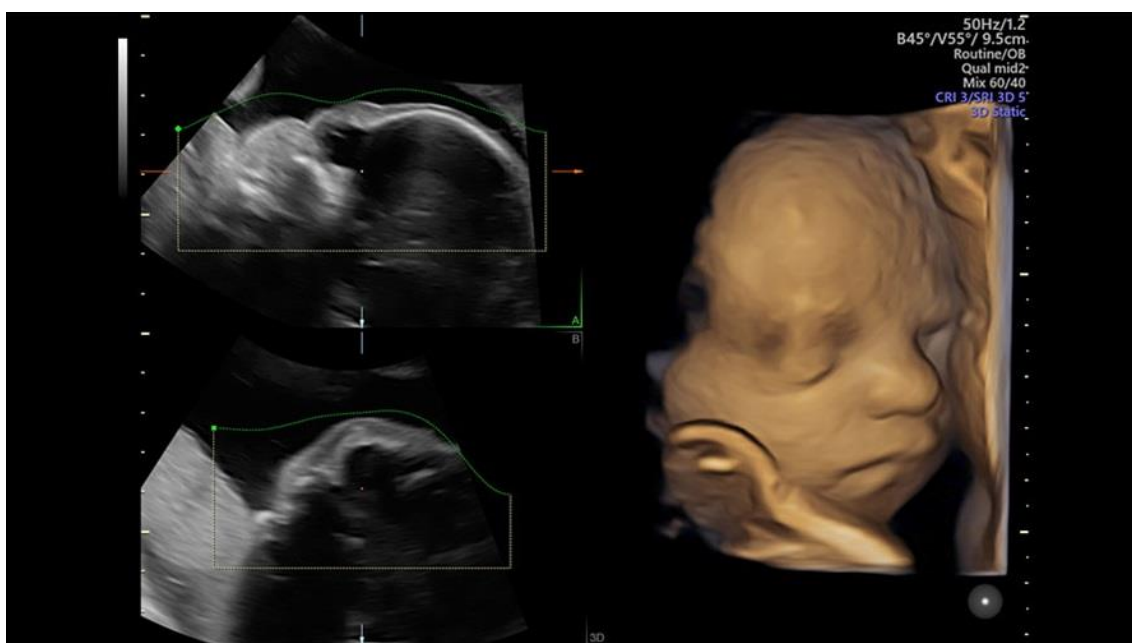
2.3.4 3D mód

Moderní metoda, která umožňuje zobrazit nasnímaná data jako 3D objekt. Trojrozměrný obraz vzniká pomocí počítačové rekonstrukce, která výsledný objekt vytvoří z nasnímaných 2D obrazů. Pro to je potřeba znát umístění jednotlivých řezů. K tomu lze přistupovat dvěma způsoby. [2]

Prvním způsobem je znát polohu sondy při snímání. V počátcích se sonda pohybovala na rámu s řízeným posuvem, čímž byla známa její poloha pro daný snímek. Od tohoto řešení se rychle opustilo pro jeho nepraktičnost. Druhým krokem bylo přidání systému čidel polohy přímo do sondy, na základě informací o poloze byly dopočítávány jednotlivé voxely (pixel ve 3D prostoru). Dnešní přístroje nejdříve matematicky dopočítají polohu a poté vypočítají výsledný objekt.

Druhým způsobem je rozšíření ultrazvukové sondy. Klasické sondy mají měniče uspořádané v řadě. Sondy pro 3D zobrazení mají měniče uspořádané v matici, což umožňuje snímat celý objem dané struktury. Nevýhodou může být poměrně velká plocha sondy, která musí být v kontaktu s pacientovým tělem. Na obrázku 4 lze vidět nejčastější využití 3D zobrazení v podobě hlavičky miminka. [8] [11]

Moderní systémy umožňují 3D rekonstrukci sledovat v reálném čase, tyto systémy nesou označení 4D. Využití spočívá především v gynekologii. Velký přínos je zde především pro rodiče, kteří si své dítě mohou lépe představit než na klasickém 2D snímku. Někdy se 3D model nemusí povést sestavit z důvodu špatné polohy plodu (např. při poloze příliš blízko dělohy). [11]



Obrázek 4 – 3D zobrazení plodu v děloze, převzato z [22]

2.4 Dopplerovské zobrazení

Dopplerův jev popisuje změnu frekvence vlnění, ke které dochází, když se vysílač a pozorovatel vůči sobě pohybují. Platí, že pokud se zdroj k pozorovateli přibližuje, vnímá pozorovatel vyšší frekvenci. Pokud se zdroj vzdaluje, vnímá pak pozorovatel frekvenci nižší. Tento jev funguje i za stavu, kdy se pohybuje pozorovatel a zdroj svou polohu nemění. Matematicky lze tento jev pospat rovnicí pro stacionárního pozorovatele

$$f = f_0 \cdot \frac{v}{v - v_z}, \quad (2.6)$$

kde f je výsledná frekvence, f_0 je původní frekvence, v je rychlost vlnění v prostoru a v_z je rychlost zdroje vůči pozorovateli. Pro stacionární zdroj vypadá rovnice následovně

$$f = f_0 \cdot \frac{v + v_p}{v}, \quad (2.7)$$

kde v_p je rychlost pozorovatele. [12]

V medicínském prostředí slouží tato metoda k detekci proudění a měření rychlosti krve. Základními odrazovými plochami jsou erytrocyty. Jelikož jsou ale velmi malé, menší, než je vlnová délka vlnění, dochází k poměrně velkému rozptylu a k sondě se odrazí jen malá část energie, i to ale stačí k určení rozdílu frekvencí. Pro určení rychlosti krve se používá následující vztah

$$v = \frac{fc}{2f_0 \cos \alpha}, \quad (2.8)$$

kde f je frekvence odražené vlny, f_0 je frekvence vyslané vlny, c je rychlost šíření vlny a α je úhel, který svírá vlnění se směrem pohybu erytrocytů. [7] [13]

Rozlišují se dva základní typy dopplerovských systémů podle způsobu vysílání a přijímání vlnění. Prvním typem je CW, z anglického *continuous wave*, který využívá dva samostatné měniče, přičemž jeden je v režimu vysílání a druhý v režimu přijímání. Hlavní výhodou tohoto systému je přesné měření rychlosti průtoku krve. Nevýhodou je, že měření probíhá po celé délce zobrazované oblasti, tudíž nelze přesně určit místo, kde daný průtok je. Důsledkem toho nelze stanovit hloubku, ve které se má rychlost měřit. [1] [2] [13]

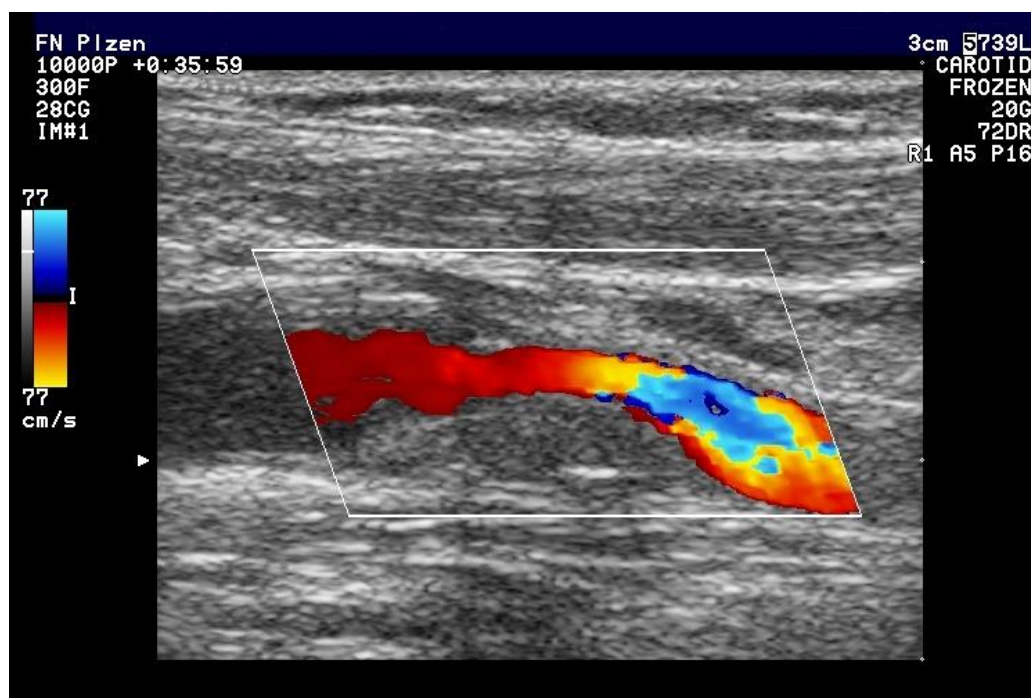
Druhým typem je PW, z anglického *pulse wave*. Zde je pouze jeden měnič, který funguje, tak jako u běžného ultrazvuku, v režimu vysílání i přijímání. Měnič vyšle krátký impuls, který se šíří tkání, odrazí se od erytrocytu, změní frekvenci, a za stejnou dobu se vrátí zpět k sondě, z čehož lze stanovit čas šíření t . Ze znalosti času poté můžeme určit i hloubku, ve které došlo k odrazu. Doba mezi vysláním a příjmem určuje vzdálenost vzorkovacího objemu a doba přijímání pak určuje

velikost vzorkovacího objemu. Touto metodou lze měřit pouze rozměr, který má shodný směr s ultrazvukovými vlnami. Problém nastává při vysoké průtokové rychlosti, kdy může docházet k aliasingu, který se projeví zobrazením části křivky v záporné oblasti grafu. To lze redukovat posunutím nulové linie či zvýšením rozsahu. U rychlostí nad 4 m/s aliasing už odstranit nelze. [1] [2] [13]

2.4.1 Barevné mapování průtoku (CFM)

Při barevném zobrazení průtoku je snímán malý vzorkovací objem a jeho rychlost. Poté se provede výpočet dopplerovského spektra pomocí Fourierovy transformace k získání časového průběhu rychlosti. K výpočtu je využívána střední rychlost toku. Jednou z možností výstupu je zobrazení pomocí tří barev, přičemž tok směrem k sondě má červenou barvu (kladný frekvenční posun), směr toku od sondy má modrou barvu (záporný frekvenční posun) a turbulentní proudění se značí zelenou barvou. Intenzita barvy pak představuje rychlost proudění

Tato metoda se v praxi kombinuje s B módem, což se označuje jako duplexní zobrazení. Výsledný obraz vzniká superpozicí klasického B módu a barevného dopplerovského zobrazení, lze ho vidět na obrázku 5, kde je zobrazena část karotidy. Výhodou je snadná identifikace cév v obrazu včetně směru proudění. Hlavní nevýhodou je špatná citlivost pro pomalé toky či pro zobrazení malých cév. [1] [13]



Obrázek 5 – Zobrazení proudění v karotidě pomocí CFM, převzato z [23]

2.4.2 Energetický Doppler (PD)

Jiným označení může být barevné kódování energie toku. Jedná se o způsob zobrazení, ve kterém se využívá nejen informace o rychlosti proudění, ale také o intenzitě odražených vln. Výsledná energie pak udává počet krvinek v krvi. Výhodou této metody je oproti barevnému zobrazení průtoku hlavně zobrazení i pomalých toků, proto nachází využití při zobrazení perfúze orgánů, příkladem může být zobrazení průtoku ledvinou, které ilustruje obrázek 6. Výhodou je také nezávislost na dopplerovském úhlu. Nevýhodou je omezení informace o směr toku, výsledné zobrazení má většinou různé odstíny oranžové v závislosti na rychlosti proudění. Spojením s duplexní metodou vzniká triplexní metoda, která tento nedostatek odstraňuje. [1] [13]



Obrázek 6 – Zobrazení perfúze ledviny pomocí PD, převzato z [24]

2.4.3 Zobrazení pohybu tkání (TDI)

Tato metoda nachází uplatnění hlavně v kardiografii, kde se sleduje pohyb srdečního svalu pro možné zjištění patologie. Další využití je v angiologii, kde lze tuto metodu využít k určení elasticity cév. Principem této metody je potlačení ultrazvukových vln odražených od krvinek a zachování intenzivních vln, které se odrážejí od sledovaného orgánu. Tyto vlny se pak využijí k výpočtu rychlosti a směru pohybu dané tkáně. [1] [13] [14]

2.5 Ultrazvukové sondy

Ultrazvukové sondy umožňují získávání ultrazvukového signálu. Jejich hlavní částí jsou piezoelektrické měniče, které využívají přímého i nepřímého piezoelektrického

jevu. Přímý piezoelektrický jev popisuje vlastnost krystalu, jehož ionty jsou uspořádány v krystalické mřížce, přičemž deformace této mřížky způsobí vznik náboje na daném krystalu. Tohoto jevu se využívá při snímání odraženého ultrazvukového vlnění. Naopak nepřímý piezoelektrický jev popisuje situaci, kdy na daný krystal přivádíme napětí, které způsobuje deformace krystalu. Napěťové impulzy jsou velmi krátké. Tohoto jevu využíváme při generaci ultrazvukového vlnění. Kromě krystalů sondy obsahují tlumicí vrstvu, která se nachází na zadní straně měničů, a slouží zde jako odstínění vlnění v nepožadovaném směru. Naopak na přední straně měničů se nachází akustická vazba, která slouží pro šíření vlnění od měniče směrem k vyšetřovací části sondy. Poslední součástí je akustická čočka pro fokusaci vlnění. Sondy se k ultrazvukovému přístroji připojují pomocí standardizovaných koaxiálních kabelů. [15]

Podle umístění měničů v sondě můžeme rozdělit sondy do 3 hlavních kategorií.

2.5.1 Lineární sonda

Lineární sonda má měniče umístěné v ose jedné přímky a její výsledný obraz má pravoúhlý charakter, šířka výsledného obrazu odpovídá šířce sondy. Skládá se z poměrně velkého množství piezoelektrických měničů, udává se 256-512, přičemž obraz vzniká buď buzením všech měničů zároveň (výsledný směr vlnění je shodný se směrem sondy), či postupně adresujeme určité skupiny, čímž ovlivňujeme směr šíření vlnění do stran. Používají se především pro zobrazování povrchových struktur, proto se používají vyšší frekvence okolo 5 – 12 MHz pro 2D aplikaci a 7 – 11 MHz pro 3D.

2.5.2 Konvexní sonda

Konvexní sonda je velmi podobná lineární sondě, přičemž rozdíl spočívá v umístění měničů nikoli v ose jedné přímky, ale na části kružnice s předem daným poloměrem zakřivení. Takto postavené měniče způsobují jiný výsledný tvar obrazu. Vznikající obraz je ve tvaru vějíře, který se rozšiřuje směrem od sondy, oproti lineární sondě tak má větší zorné pole. Používá se pro zobrazení orgánů dutiny břišní a v gynekologii. Frekvenční rozsah pro 2D aplikaci je asi 2,5 – 7,5 MHz, pro 3D pak 3,5 – 6,5 MHz.

2.5.3 Sektorová sonda

Původní provedení této sondy bylo za použití jednoho měniče, který byl mechanicky vychylován. V dnešní době se používá systém elektronického buzení pro dosažení požadovaného tvaru výsledného obrazu. Tento druh sondy se od předešlých liší způsobem zobrazení. Nachází se zde méně jednotlivých měničů, čímž je plocha

sondy menší. Pomocí řízeného buzení však lze dosáhnout vějířovitého obrazu, který vychází z malé vstupní plochy sondy. Toho se využívá především v kardiologii, kde zobrazujeme zájmové strukturu přes tzv. akustická okna. Využívají se frekvence 2 – 7,5 MHz.

Ultrazvukové sondy existují i v různých specializovaných modifikacích. Patří sem endoskopické sondy, které se zavádějí do tělních otvorů a lze s nimi zobrazovat struktury přímo uvnitř těla, např. rektální, vaginální, esofageální. V dnešní době lze sondy velmi miniaturizovat a zavádět je pomocí katetru do zájmové oblasti, takto lze vyšetřit například sklerotizaci některých tepen. U těchto sond se používají většinou vyšší frekvence, okolo 10 MHz. Ilustrace výše zmiňovaných sond lze vidět na obrázku 7. Speciální sondou je také tužkový průtokoměr, který pomocí dopplerovského snímání umožňuje měřit tok a rychlost krve v povrchových cévách, výstupem většinou bývá zvukový záznam. [7] [15] [16]



Obrázek 7 – Příklady užívaných typů ultrazvukových sond, převzato z [25]

2.6 Hodnocení obrazu ultrazvuku

V ultrazvukovém obrazu můžeme hodnotit jednak kvalitu vlastního nasnímaného obrazu, tak míru artefaktů, které vznikají při získávání obrazu. Důležitým parametrem obrazu je jeho rozlišení. U ultrazvuku se rozlišují celkem tři druhy rozlišení – axiální, laterální a elevační. Hodnocení se často provádí pomocí zobrazování přesně stanovených fantomů.

2.6.1 Axiální rozlišení

Rozlišení, které koresponduje se směrem šíření ultrazvukového vlnění, určuje, jak přesně se zobrazí body, které leží pod sebou v hloubce v ose ultrazvukové vlny. Toto rozlišení je ze zmíněných tří nejlepší. Na výsledné axiální rozlišení má vliv frekvence (tím i vlnová délka) a délka pulzu. Platí, že nejlepšího rozlišení dosáhneme při vysoké frekvenci a krátkých pulzech.

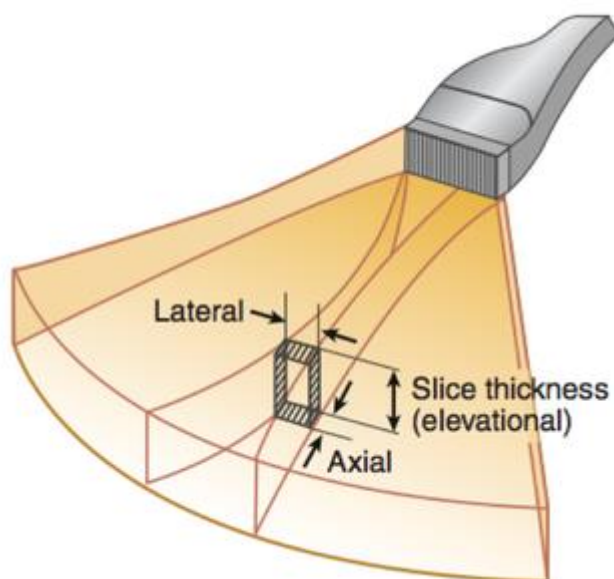
2.6.2 Laterální rozlišení

Rozlišení, které charakterizuje rovinu kolmou ke směru šíření vlnění, určuje, jak lze od sebe rozlišit dva body, které se nacházejí vedle sebe ve stejné hloubce. Rozlišení se zhoršuje s rostoucí vzdáleností od sondy. Tento fakt lze téměř eliminovat správnou fokusací svazku, přičemž předmět zájmu se bude nacházet v ohnisku. Na výsledné laterální rozlišení má dále vliv frekvence a do jisté míry i počet měničů v sondě.

2.6.3 Elevační rozlišení

Rozlišení, které charakterizuje tloušťku zobrazované vrstvy (tomoroviny). Tloušťka vrstvy se pohybuje v rozmezí několika milimetrů až po jednotky centimetrů, přičemž výsledný obraz vzniká záznamem odrazů z celého snímaného objemu. Nízké elevační rozlišení může do obrazu zanášet artefakty, příkladem může být zanášení struktur silně odrazivých objektů, jimiž ultrazvuková tomorovina přímo neprochází.

Nejvíce určujícím parametrem pro výsledné rozlišení je frekvence. Platí, že vyšší frekvence dává lepší všechny tři typy rozlišení, ale zároveň je ultrazvukový svazek výrazněji utlumován průchodem tkání a do hlubších struktur již nedospěje. Proto je nutné vždy volit určitý kompromis mezi výsledným rozlišením a hloubkou zájmové struktury. Svou roli zde hraje i zvolený typ ultrazvukových sond, které jsou charakterizovány, mimo jiné, svým rozsahem frekvencí. Pro názornost a lepší představu lze využít obrázek 8, který zobrazuje všechna tři rozlišení na vyzařovací charakteristice.[3] [17]



Obrázek 8 – Ilustrace jednotlivých rozlišení, převzato z [26]

2.6.4 Obecné parametry obrazu

Mimo třech výše zmíněných rozlišení můžeme hodnotit i další parametry, které obraz z ultrazvuku sdílí s ostatními zobrazovacími systémy. Patří mezi ně:

- **Kontrast** – udává míru, jak moc jsme schopni zaznamenat rozdíl mezi objektem o daném jasu a pozadím
- **Časové rozlišení** – udává, jak rychlé děje jsme schopni zaznamenat, většinou se udává jako FPS (*Frames per second – snímků za sekundu*), platí, že čím větší FPS, tím lépe lze vyhodnocovat rychlé děje
- **Dynamický rozsah** – Udává množství hodnot, např. jasu, které se nachází v obraze. Na ultrazvukovém přístroji lze většinou tento rozsah měnit pro zlepšení subjektivního vjemu
- **Hloubka obrazu** – udává počet hodnot, kterých může jeden pixel nabývat, např. pro 8 bitů je to 256 hodnot
- **Homogenita obrazu** – udává, k jak moc velkým výchyilkám jasu dochází při zobrazování homogenního prostředí

Pro zhodnocení zašumění obrazu lze využít:

- **CNR** – (*Contrast to noise ratio*) udává poměr mezi rozdílem průměrných hodnot jasu objektu (x_o) a pozadí (x_{bg}), a rozptylem pozadí (σ_{bg})

$$CNR = \frac{\overline{x_o} - \overline{x_{bg}}}{\sigma_{bg}} \quad (2.9)$$

- **SNR** – (*Signal to noise ratio*) – udává poměr mezi součtem rozdílů jednotlivých pixelů (x_i) a pozadí (x_{bg}), a rozptylem pozadí (σ_{bg})

$$SNR = \frac{\sum_i x_i - \overline{x_{bg}}}{\sigma_{bg}} \quad (2.10)$$

[7][17]

2.6.5 Artefakty obrazu

Artefakty jsou místa v obrazu, které částečně nebo zcela neodpovídají reálné situaci, znesnadňují následnou interpretaci obrazu. Některé artefakty lze eliminovat na základě dlouholeté praxe s ultrazvukovým přístrojem. Z nejčastějších artefaktů lze zmínit:

- **Reverberace** – někdy také nazývána jako ozvěna, vzniká opakovanými odrazy od silně odrazivé plochy, kterou může být např. bioptická jehla, která se v obraze zobrací několikrát, postupně více a více v hloubce
- **Akustický stín** – vzniká, když ultrazvuková vlna narazí na strukturu, která vlnění téměř pohltí či odrazí, za touto strukturou už téměř nelze vyšetřovat, možným řešením je výběr jiného místa vstupu ultrazvukového svazku
- **Akustické zesílení** – k zesílení dochází tehdy, když vlnění prochází strukturou s malým útlumem vlnění, má tedy větší energii než vlnění, které prochází vedlejší tkání s větším útlumem, v obraze se pak zobrazí jako světlejší místo pod hypoechogenní strukturou.
- **Speckle** – vzniká při interakci velmi malých struktur, které jsou menší, než je vlnová délka vlnění, jednotlivé interakce se spojí a následně se zobrazí v obraze jako skvrny, které však neodpovídají struktuře tkáně. Tento jev je typický pro parenchymatosní orgány – játra, ledviny, slinivka

[1]

2.7 Bezpečnost ultrazvukového vyšetření

Ultrazvukové vyšetřování je považováno za jedno z nejbezpečnějších ze všech zobrazovacích metod. Při dodržení bezpečnostních pokynů lze říci, že nedochází k poškození vyšetřované osoby. Pro zobrazovací účely se používá vlnění o maximální intenzitě cca 0,1 W/cm². Ultrazvuk ale přeci jen určitým způsobem působí na organismus, jeho působení lze rozdělit na tepelné, kavitační a mechanické.

Tepelné účinky ultrazvuku se projevují ohřevem tkáně v důsledku absorpce energie vlnění samotnou tkání. Zde je třeba rozlišovat, zda se jedná o embryonální tkáň, která je náchylnější ke změně teploty a může být poškozena již při teplotě 39,5 °C, či o tkáň dospělého jedince, pro které je kritická hodnota okolo 41 °C. Je však nutné poznamenat, že k většímu zvýšení teploty by byla potřeba poměrně dlouhá doba expozice jednoho konkrétního místa.

Kavitace je jev, při kterém vznikají v tekutině mikrobubliny plynu. Tyto bubliny mohou oscilovat s ultrazvukovou frekvencí, nebo mohou po dosažení určité hranice prudce kolabovat za uvolnění velkého množství tepla a tlaku. Při kolapsu vznikají menší mikrobubliny, které se mohou dále vyvinout opět v kavitační bublinu. Tento stav je pro organismus nebezpečný, je nutné kavitaci zabránit. Při diagnostickém použití ultrazvuku by ke kavitaci prakticky docházet nemělo, protože vzniká až od intenzity cca 1 W/cm^2

Mezi mechanické účinky patří změny tlaku, pnutí, rychlosti proudění částic, může docházet k poškození membrán. V tekutých prostředích může způsobovat mikroproudění kapaliny, čímž může ovlivnit některé biologické pochody. Pro dodržení bezpečnosti se vychází z principu ALARA (As Low As Reasonably Achievable), který lze volně vyložit: „Použitá intenzita ani doba vyšetření by neměla překročit hodnotu nezbytně nutnou pro získání požadované informace“. Pro možnou kontrolu zátěže pacienta zobrazuje ultrazvukový přístroj dva indexy – tepelný a mechanický.

Tepelný index (TI) se definuje jako poměr celkového akustického výkonu přístroje, který vyvolá zvýšení teploty tkáně o 1°C za nejméně příznivých podmínek odvodu tepla. Tento index má své limity podle typu tkáně. V případě očí je tepelný index nízký, udává se hodnota 1.

Mechanický index (MI) udává relativní možnost vzniku kolapsové kavitace. Lze jej stanovit jako podíl negativní amplitudy akustického tlaku a odmocniny použité frekvence. [1] [17]

3 PRAKTICKÁ ČÁST

V praktické části semestrální práce bylo cílem zhodnotit kvalitu zobrazení na ultrazvukových systémech dostupných na UBMI. K hodnocení jsem využil systém od GE pro možnost exportu uložených snímků z přístroje. Pro vyhodnocování parametrů jsem využíval dostupný fantom popsany dále.

3.1 Fantom ATS 539

Jedná se o certifikovaný fantom od amerického výrobce ATS. Fantom je rozdělený na 6 oblastí, každá slouží pro testování jiných vlastností ultrazvukového přístroje. Vnitřní struktury lze zobrazovat ze čtyř obvodových stran, na největší straně se nachází grafické zobrazení rozložení objektů uvnitř fantomu, zároveň jsou zde uvedeny i míry. Schéma daného fantomu lze vidět na obrázku 9 včetně písmenného označení jednotlivých částí.

První část (oblast C) představují dvě vodorovné linie, každá po pěti bodech, které slouží pro vyhodnocování horizontálního zkreslení vzdálenosti. Jsou uloženy v hloubce 5 cm a body jsou od sebe vzdáleny 2 cm. Pokud je naměřená odchylka větší než 2 mm, ultrazvuk je nutno seřídit.

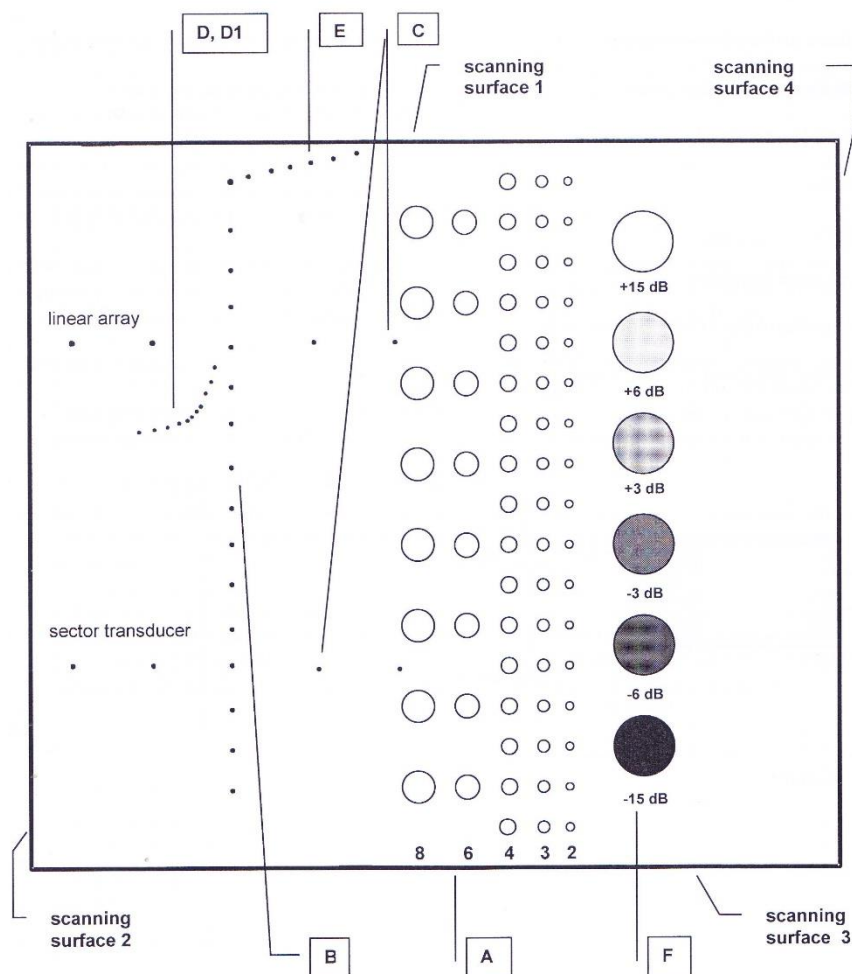
Druhou část (oblast B) tvoří vertikální linie bodů, které jsou od sebe vzdáleny 1 cm. Lze vyhodnocovat vertikální zkreslení vzdálenosti, přičemž by nemělo přesahovat 1 mm. V této části lze hodnotit také fokusační hloubku. Porovnává se udávaná hloubka přístrojem a hloubka bodu, který se zdá být nejostřejším.

Třetí část tvoří (oblast D) uskupení bodů připomínající exponenciálu. Slouží k vyhodnocení axiálního a laterálního rozlišení. Vzdálenost mezi body je v rozsahu od 5 mm do 1 mm pro oba směry. Hodnotí se, zda se rozlišení s časem nemění, porovnávají se spolu výsledky předešlých testů.

Čtvrtou část (oblast A) tvoří skupina hypoechogenních struktur o průměrech 8 mm, 6 mm, 4 mm, 3 mm a 2 mm. Zde se zkoumá, zda je ultrazvuk schopný zobrazit všechny struktury. Dále je zde možné měřit maximální hloubku zobrazení, která by se při opakovaném měření za stejného nastavení neměla měnit.

Pátá část (oblast E) slouží pro určení mrtvé zóny sondy. Měření se provádí na sestupné linii bodů, přičemž každý bod je o 1 mm níž než předchozí. Hodnotí se, kolik bodů lze zobrazit.

Šestá část (oblast F) je oblast se třemi hyperechogenními objekty o hodnotách +15 dB, +6 dB a +3 dB a třemi hypoechogenními objekty o hodnotách -3 dB, -6 dB a -15 dB. Všechny objekty leží v jedné linii pod sebou. Zde se testuje, jak je přístroj schopný přesné konverze signálu do stupně šedi a také dynamický rozsah přístroje. [18]



Obrázek 9 – Schéma použitého fantomu ATS 539, převzato z [18]

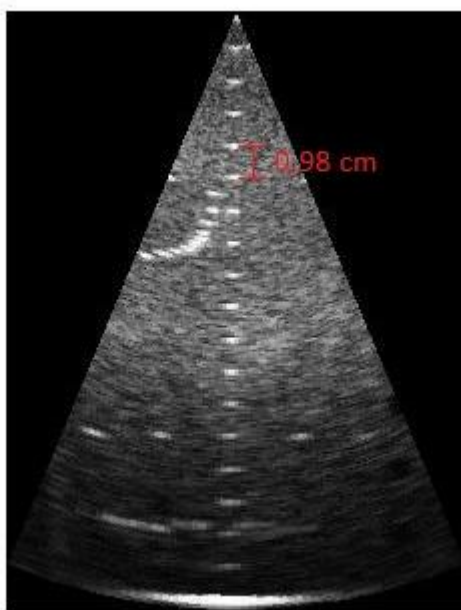
3.2 Vlastní měření

Měření probíhalo na přístroji GE Vingmed Ultrasound Systém Five REM s připojenou sektorovou sondou, která má frekvenci 2,5 MHz, tuto frekvenci je možné měnit v rozsahu od 1,7 MHz do 3,5 MHz. Sonda byla umístěná ve stojanu pro eliminaci pohybu a tím dosažení mírně lepšího obrazu. Na fantom byl nanesen ultrazvukový gel. Měření vzdáleností probíhalo pomocí nástrojů, které umožňuje ultrazvukový přístroj – Caliper. Výsledná přesnost také záleží na tom, jak přesně jsme schopni umístit body, mezi kterými měření probíhá, k větším nepřesnostem dochází u objektů, které nemají ostrý obrys. V přístroji byl zvolen kardiologický preset.

Nejdříve jsem hodnotil mrtvý prostor sondy. Měření jsem prováděl opakovaně, abych se vyhnul nepřesnosti z mé strany. Ve všech měřeních byla sonda schopná zobrazit 9 bodů z 10. Z toho lze vyvodit, že mrtvý prostor je cca 1 mm.

Dalším hodnoceným parametrem bylo horizontální zkreslení vzdálenosti. Nejlepších výsledků bylo dosaženo ve středu obrazu, kde vzdálenost dvou objektů byla 2,08 cm. Vzdálenosti dvou bodů na okraji obrazu byly však zkresleny více, pro obě strany byly naměřeny podobné hodnoty: 2,26 cm a 2,28 cm. Podle výrobce fantomu by odchylky větší než 2 mm měly být korigovány, nejmenší naměřená odchylka byla 0,8 mm. Zaznamenané zkreslení může být způsobeno špatným přepočtem souřadnic do vějířovitého zobrazení.

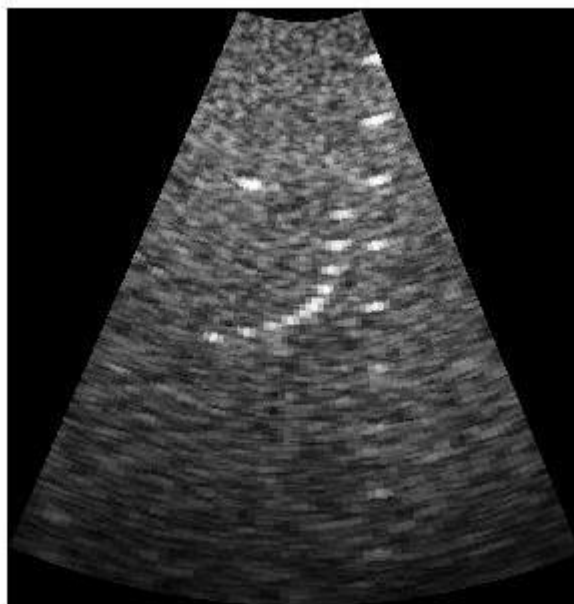
V hodnocení vertikálního zkreslení vzdálenosti byly zjištěné výsledky lepší. U prvních bodů byly měřeny rozestupy 0,98 cm, ve větší hloubce byla vzdálenost mezi body 1,02 cm. Výrobce fantomu připouští odchylku maximálně 1 mm, tudíž lze konstatovat, že jde o dobrý výsledek v této oblasti. Nasnímanou oblast lze vidět na obrázku 10.



Obrázek 10 – Snímek zóny pro hodnocení vertikálního rozlišení

Hodnocení axiálního a laterálního rozlišení probíhalo na postupně se přibližujících bodech. Z obrázku 11 je patrné, že axiální rozlišení je o něco lepší než laterální, což koresponduje i s obecně uváděnými informacemi. U části pro axiální hodnocení jsme od sebe schopni rozeznat 4 body, vertikální vzdálenost mezi třetím a čtvrtým bodem jsou 3 mm, horizontální vzdálenost je 1 mm. Další dva body, jejichž vzájemná vzdálenost je 1 mm však schopni rozeznat nejsme. Dále můžeme pozorovat, že čtvrtý a pátý body lze od sebe oddělit, avšak obtížně, jejich vzdálenost jsou 2 mm. Z toho lze vyvodit, že můžeme zřetelně rozeznat struktury, které jsou větší, než 2 mm. Z části pro laterální rozlišení lze rozlišit 3 body, horizontální vzdálenost mezi druhým a třetím jsou 4 mm. Následující tři body od sebe již nerozeznáme. Třetí a čtvrtý lze od sebe rozlišit hůře, jejich vzdálenost jsou 3 mm.

Z toho vyplývá, že zřetelně lze rozeznat struktury, které jsou větší než 3 mm. Otázkou je, zda takové rozlišení je dáno již od výroby a na tehdejší dobu bylo dostačující, či jestli se už vlivem stáří zhoršilo.



Obrázek 11 - Snímek zóny pro hodnocení axiálního a laterálního rozlišení

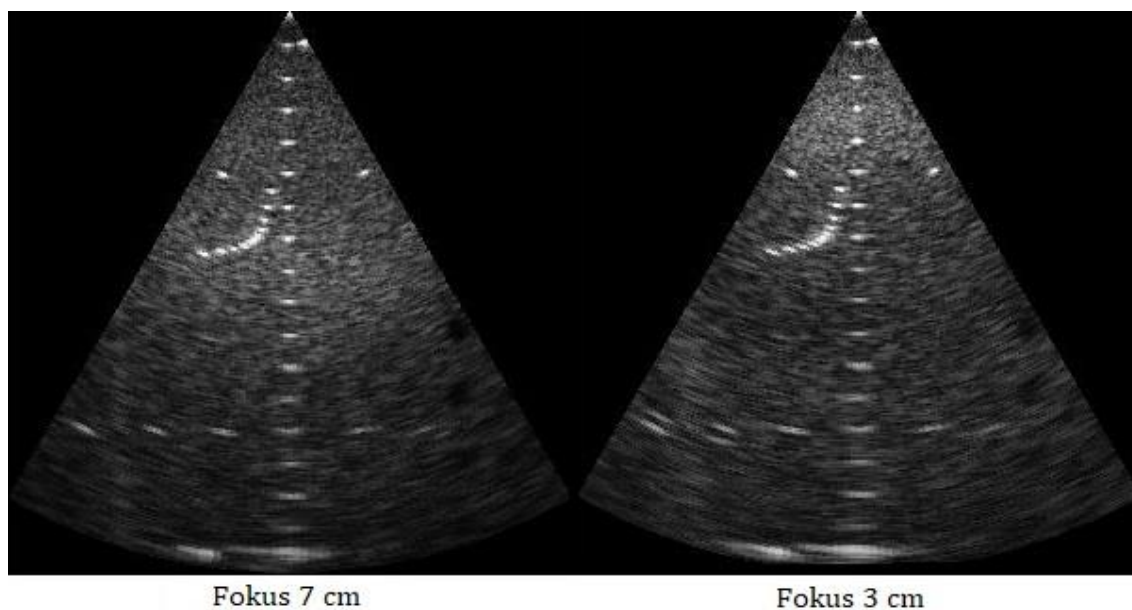
Testování funkčního rozlišení ultrazvukového přístroje, tedy toho, jak je schopen přesně zobrazovat tvar, velikost a hloubku hypoechogenních struktur, probíhalo na části s kruhovými strukturami s různými průměry. Vyhodnocování přesnosti rozměrů probíhalo pomocí funkce Caliper a také pomocí měření obsahu plochy útvaru, ze kterého je pak vypočítán průměr. Měření probíhalo při dvou různých hloubkách zobrazení, výsledky se od sebe o dost lišily. Nejdříve jsem vyhodnocoval obraz se zvolenou hloubkou 18 cm. Při tomto nastavení byl přístroj schopen zobrazit pouze objekty s průměrem 8 mm, 6 mm a 4 mm. U objektu 8 mm byl změřen i obsah a vypočítán průměr. Co se týče hodnocení ostrosti hran objektů, je nutno poznamenat, že hrany příliš ostré nejsou, kvalita se snižovala se zmenšujícím se objektem. Pro nastavenou hloubku 10 cm probíhalo měření stejných veličin, výsledky byly lepší a bylo možné zobrazit i objekt o průměru 3 mm. Veškeré naměřené hodnoty jsou uvedené v milimetrech, kromě obsahu, a jsou shrnuty v tabulce 1.

Tabulka 1 – Naměřené průměry jednotlivých objektů v milimetrech

Hloubka	18 cm			10 cm			
Skutečný průměr	8 mm	6 mm	4 mm	8 mm	6 mm	4 mm	3 mm
Horizont. průměr	6,4	5,6	3,6	8	6,1	4,1	2,7
Vertikální průměr	7,2	4,9	3,4	7,5	5,5	3,5	3,3
Obsah [mm ²]	35			39			
Vypočtený průměr	6,7			7,1			

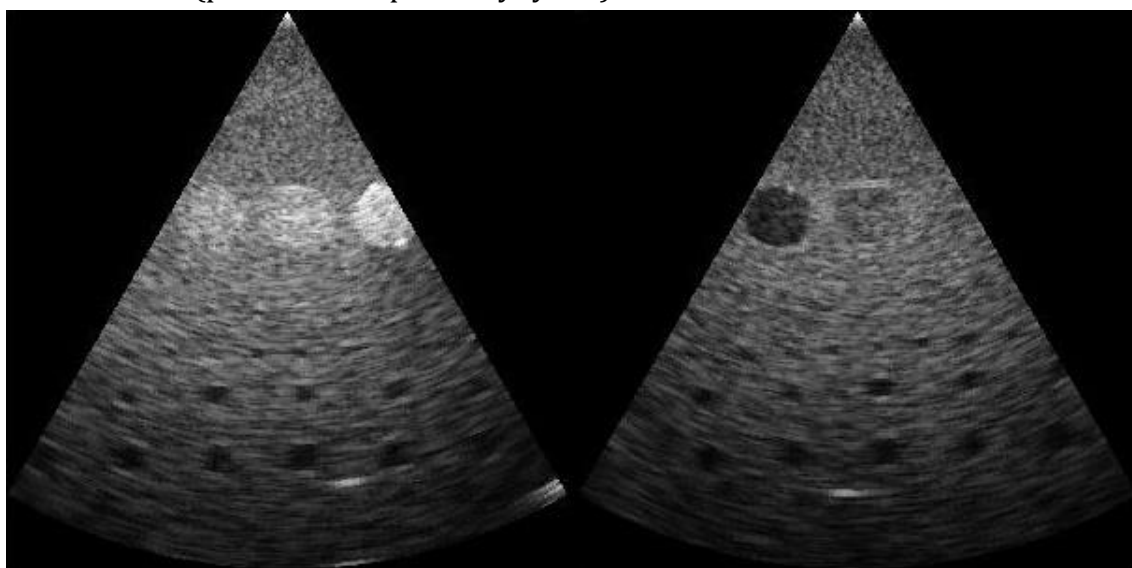
Z tabulky je patrné, že při zvolené hloubce 18 cm dosahoval přístroj mnohem méně přesných hodnot, odchylka byla zhruba o 40 % vyšší než při hloubce 10 cm. Příčina nepřesnosti zde není úplně jasná, jednou z možných teorií je interference vln z větších hloubek, které nejsou při zvolené hloubce 10 cm zahrnuty.

Předposledním hodnoceným parametrem byla přesnost fokusace v určité hloubce. Vyhodnocování probíhalo na hyperechogenních bodech v jedné linii pod sebou. Měření jsem prováděl pro dvě hloubky – 3 cm a 7 cm, zde se lépe vyhodnocoval výsledek, ve větších hloubkách již bylo obtížnější stanovit, který z bodů je přesně fokusován. Při fokusaci na bod vzdálený od sondy 3 cm byl skutečně tento bod nejostřejší, tedy udávaná hodnota přístrojem odpovídala i reálné fokusaci vlnění. Při fokusaci na bod vzdálený 7 cm od sondy se nejostřejším bodem jevil spíše bod v hloubce 6 cm, rozdíl je tedy 1 cm. Zde je však již těžší určit, který bod je skutečně nejostřejší, kvalita již byla nižší. Snížení frekvence nebylo vhodné, protože z důvodu neznámé chyby se nedosahovalo dobrého obrazu. Získané snímky při obou fokusacích jsou vyobrazeny na obrázku 12.



Obrázek 12 – Porovnání zaostřených bodů při fokusu 7 cm a 3 cm

Posledním parametrem byla schopnost přístroje zobrazit objekty o různých echogenitách. Na obrázku 13 lze pozorovat, že objekty, které mají hodnoty útlumu + 15 dB, + 6 dB, - 15 dB a - 6 dB jsou velmi dobře zřetelné. Objekt s hodnotou + 3 dB je viditelný, ale lehce splývá s okolním šumem. Hypoechogenní objekt s hodnotou - 3 dB splývá s okolím prakticky celý, v obraze si ho lze všimnout pouze po podrobném zkoumání. Obecně lze říci, že hyperechogenní objekty jsou zde zobrazovány lépe než ty hypoechogenní. Zobrazení této oblasti je spíše pro názornost, jak přístroj dokáže zobrazit objekty o různých echogenitách, protože pro vyhodnocování se zkoumá stálost v čase (provádí se např. každý týden).



Obrázek 13 – Zobrazení hyperechogenních (vlevo) a hypoechogenních struktur

Pokud bych hodnotil obraz z globálního hlediska, tak bylo nutné využívat ovladačů TGC (time gain compensation), jelikož jas obrazu nebyl homogenní (v horní části obrazu se nacházel tmavší pruh). Obecně si ale myslím, že přístroj dosahuje poměrně dobrých výsledků vzhledem k tomu, že je přibližně 18 let starý. Na svou dobu obsahoval spoustu funkcí – databáze pacientů, barevné mapování průtoku, nahrávání smyčky obrazu, různé kardiologické presety či preset pro biopsii. Jako „perlu“ bych zmínil lampičku, která je řízená senzorem okolní intenzity osvětlení. Samozřejmostí však je, že s dnešními moderními přístroji se nelze srovnávat. Rozdíl je především v postprocessingu a uživatelských možnostech ovládání.

Z této praktické části práce vznikla laboratorní úloha, která slouží především pro osvojení základů práce s ultrazvukem, pochopení jednotlivých funkcí a vlivu nastavených parametrů na výsledný obraz. Návrh úlohy lze najít v příloze A.1.

3.3 Ultrazvukový přístroj GS200 od 3B Scientific

Přístroj GS200 (obrázek 14) je ultrazvukovým přístrojem, který je primárně určen pro výuku principu ultrazvuku, pochopení fyzikálních zákonů, které se k dané oblasti vážou a k vyzkoušení práce s ultrazvukovou sondou. K samotnému přístroji je možné zakoupit sondy s frekvencí 1 MHz, 2 MHz a 4 MHz, které se připojují jednoduchým zasunutím konektoru do zdířky. Přístroj může fungovat jak v transmisním, tak i v reflexním režimu.

Na předním panelu se nachází několik ovládacích prvků a výstupů. V levé části přístroje jsou 4 výstupy, ke kterým lze pomocí BNC konektorů připojit osciloskop a s pomocí něj zobrazovat trigger, křivku TGC, nasnímaný signál a A-scan, což se zdá být obálkou nasnímaného signálu. Vpravo od výstupů se nachází čtyři otočné ovladače TGC, pomocí nichž můžeme nastavovat křivku TGC, uzpůsobovat její začátek, strmost, výšku. Dále se zde nachází velké otočné ovladače, které slouží k nastavení výstupního výkonu v dB a k nastavení zesílení (gain), také v dB. Pod nimi je umístěn přepínač transmisního a reflexního módu, přičemž čísla uvedená u ovladače odpovídají připojeným sondám. Posledním ovládacím prvkem je přepínač on/off.

Výstup není nutné zobrazovat pomocí osciloskopu, přístroj je vybaven USB portem, což umožňuje následnou komunikaci s počítačem, na který je třeba ze stránek výrobce stáhnout a nainstalovat ovladač a program pro zobrazení dat. Samotný program poté nabízí možnost signál upravovat pomocí filtrů, měnit vzorkovací frekvenci, zobrazit FFT spektrum či nastavit parametry zobrazení jako je např. rozsah osy x, na které je čas nebo vzdálenost (pro vzdálenost je nutno zadat rychlost šíření ultrazvuku v měřeném prostředí). Ze zobrazované křivky je možno zjistit její hodnotu na ose x i ose y pomocí najetí kurzorem myši na oblast zájmu. Podrobnější popis některých funkcí bude zmíněn dále v souvislosti s měřením jednotlivých laboratorních úloh.

K ultrazvuku jsou k dispozici dvě 1 MHz sondy označené modrým pruhem, které lze umístit i do držáku, toho lze využít např. při transmisním měření. Pro měření rychlosti šíření v akrylu jsou zde tři akrylové válce o délce 40 mm, 80 mm a 120 mm. Nutno říci, že délky nejsou přesné, což bylo zohledněno při úloze s těmito válci. Dále je zde k dispozici plastová vanička, na kterou lze nasadit posuvnou destičku z hliníku či z akrylu, přičemž tato destička směřuje dovnitř vaničky, zároveň lze s destičkou otáčet o 360°. V případě hliníkové destičky toho lze využít například pro ukázkou toho, jak úhel, pod kterým dopadá vlnění na destičku, ovlivňuje množství navraceného vlnění zpět k sondě.



Obrázek 14 – Ultrazvukový přístroj GS200, pohled na přední panel, převzato z [27]

3.4 Laboratorní úlohy s ultrazvukovým přístrojem GS200

Výrobce k ultrazvukovému přístroji dodává i připravené laboratorní úlohy s ukázkou realizace.[29] Z celého balíčku byly vybrány ty, které byly realizovatelné pomocí dostupných pomůcek a zároveň ty, které názorně ukazují vlastnosti ultrazvuku v různých prostředích.

V některých úlohách se nepodařilo přiblížit jimi změřeným hodnotám. Hlavním důvodem bylo zřejmě to, že v návodu nejsou přesně popsány podmínky experimentu, tudíž měření nemohlo probíhat za stejných podmínek. Obecné principy však změřeny byly a odpovídají platným fyzikálním zákonům.

3.4.1 Měření útlumu v kapalinách

Při průchodu ultrazvukovému vlnění kapalinou dochází k jeho útlumu. Celkový útlum je dán samotnou ztrátou energie průchodem prostředím, dále pak odrazem, rozptylem a geometrií svazku. Pro následující měření můžeme všechny aspekty, kromě útlumu způsobeného ztrátou energie, zanedbat.

K experimentu je třeba 2x ultrazvuková sonda (byla využita 1MHz), vanička na kapalinu, ultrazvukový gel, odrazová destička z hliníku, posuvné měřítko na

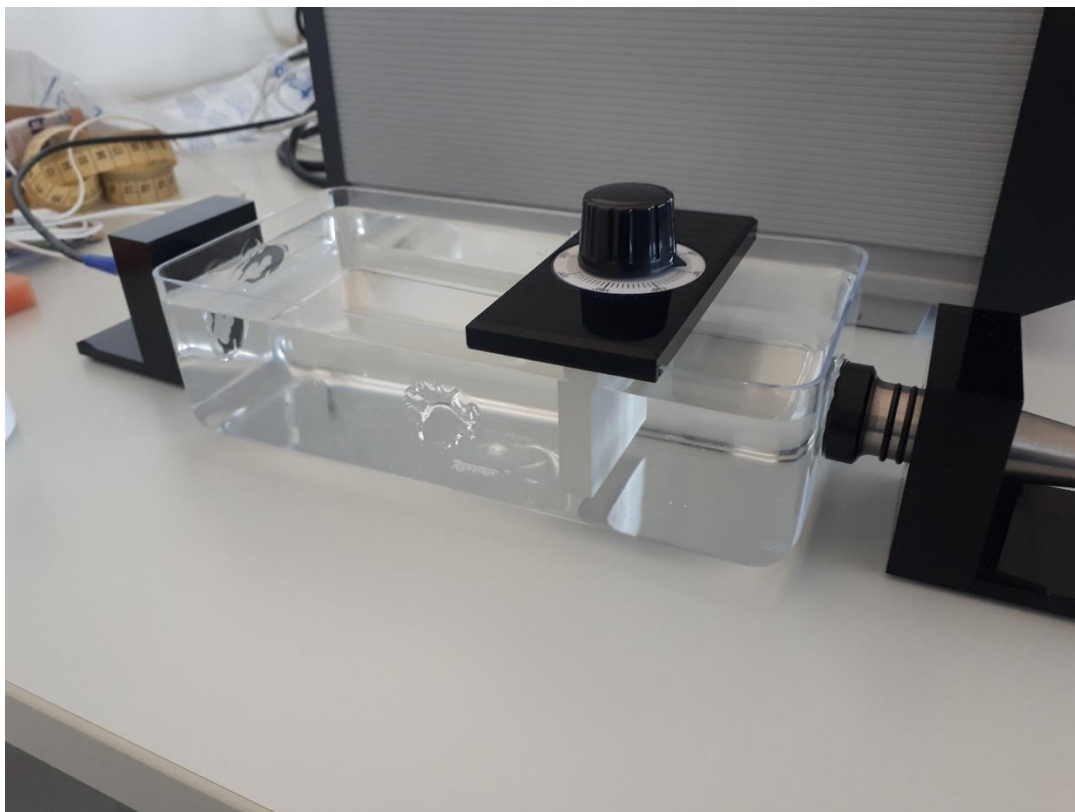
změření rozměrů vaničky. Pro měření byly jako kapaliny využity voda, slunečnicový olej a malinový sirup.

Prvním krokem bylo zjištění rozměrů krabičky, výška krabičky podstatná nebyla, proto nebyla ani měřena. Při pohledu shora delší strana měřila 19,8 cm a kratší strana 9,85 cm. Tyto údaje jsou nutné pro výpočet rychlosti šíření ultrazvukového vlnění v dané kapalině. Do vaničky je třeba nalít nejdříve vodu do takové výšky, aby celá plocha sondy přiložené zvenku byla pod hladinou. Z obou stran vaničky se přiloží ultrazvukové sondy, rozhraní sondy a vaničky se opatří ultrazvukovým gelem. Přístroj je třeba uvést do transmisního režimu, tedy 1/2 nebo 2/1. V programu pro zobrazení dat byl zvolen A-scan, následně bylo spuštěno měření. Dále je potřeba nastavit rozsah osy x tak, aby bylo možné zaznamenat signál na druhé sondě. V případě, že rozsah již zvětšit nejde, je třeba snížit vzorkovací frekvenci. Po správném nastavení byla odečtena hodnota na ose x, tedy čas v ms. Stejně probíhalo měření i pro druhý rozměr vaničky. Ze vztahu pro výpočet rychlosti

$$v = \frac{s}{t}, \quad (3.1)$$

kde s je dráha a t je čas, byla určena rychlost šíření ve vodě. Pro delší stranu byl čas 132 μ s, pro kratší stranu 65 μ s. Z výše uvedené rovnice byly vypočítány rychlosti – 1500 m/s a 1515,9 m/s, zprůměrněním vznikla hodnota 1507,9 m/s. Tato hodnota rychlosti byla zadána do programu a na ose x byly zvoleny milimetry.

Nyní bylo možné přejít k samotnému měření útlumu. Do vaničky byla vložena hliníková destička, která slouží jako odražeč. Její počáteční polohu bylo třeba nastavit tak, aby v grafu A-scanu byl pouze jeden peak a nedocházelo k několikanásobnému odrazu. Destička musí být kolmo k ultrazvukové sondě. Ukázkou realizace úlohy lze vidět na obrázku 15. Ovladače *output* a *gain* byly nastaveny tak, aby bylo dosaženo co nejvyššího prvního peaku, pro vodu byl *output* 20 dB a *gain* 0 dB. Ovladač TGC nebyl využit, protože zesílení, které zavádí, nelze nijak zahrnout do vzorce pro výpočet útlumu. Výsledky měření byly shrnuty do tabulky 2. V tabulce je zahrnut i sloupec pro útlum v decibelech, který byl vypočítán jako dvacetinásobek logaritmu poměru počáteční amplitudy a příslušné amplitudy na daném řádku. Dále byl sestaven graf závislosti útlumu na vzdálenosti, kdy na ose x je vzdálenost a na logaritmické ose y je útlum v dB. Body byly proloženy lineární spojnici trendu, zobrazena byla také její rovnice. Výsledný graf na obrázku 16 zahrnuje měření pro všechny tři kapaliny pro jejich snazší vizuální porovnání.



Obrázek 15 – Realizace úlohy měření útlumu v kapalinách, zde měřena voda

Tabulka 2 – Naměřené hodnoty a vypočtený útlum pro vodu

Vzd. [mm]	A [V]	Útlum [dB]	Vzd. [mm]	A [V]	Útlum [dB]
78	0,55	0,00	121	0,50	0,83
81	0,55	0,00	128	0,48	1,18
85	0,54	0,16	133	0,49	1,00
87	0,54	0,16	135	0,50	0,83
91	0,54	0,16	136	0,49	1,00
95	0,52	0,49	140	0,50	0,83
99	0,52	0,49	144	0,49	1,00
105	0,51	0,66	146	0,50	0,83
109	0,50	0,83	140	0,50	0,83
113	0,50	0,83	143	0,50	0,83
116	0,48	1,18	146	0,50	0,83
120	0,50	0,83			

Měření pro další kapaliny probíhalo totožně jako pro měření vody. Opět byla stanovena rychlost šíření, pro slunečnicový olej byla 1439,4 m/s a pro malinový sirup 1802,8 m/s. Pro obě kapaliny byl nastaven *output* 30 dB a *gain* 0 dB.

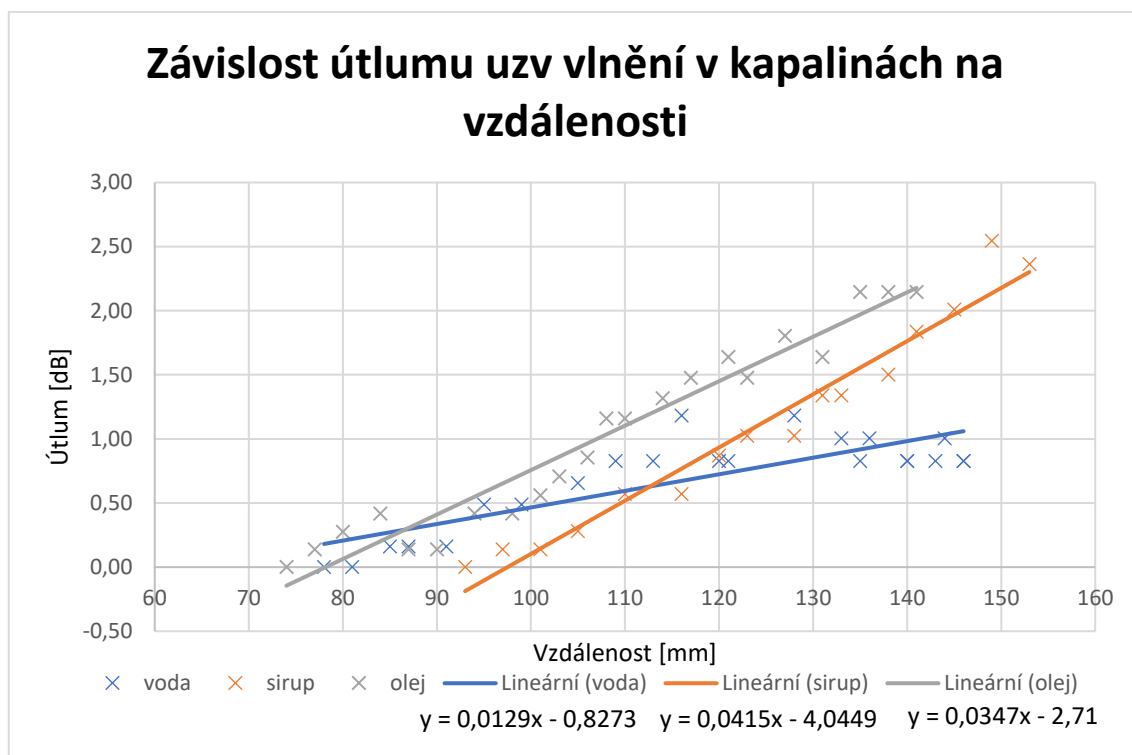
V následujících tabulkách 3 a 4 jsou shrnuty získané a vypočtené hodnoty pro olej a sirup.

Tabulka 3 - Naměřené hodnoty a vypočtený útlum pro malinový sirup

Vzd. [mm]	A [V]	Útlum [dB]	Vzd. [mm]	A [V]	Útlum [dB]
93	0,63	0,00	128	0,56	1,02
97	0,62	0,14	131	0,54	1,34
101	0,62	0,14	133	0,54	1,34
105	0,61	0,28	138	0,53	1,50
110	0,59	0,57	141	0,51	1,84
116	0,59	0,57	145	0,50	2,01
120	0,57	0,87	149	0,47	2,54
123	0,56	1,02	153	0,48	2,36

Tabulka 4 - Naměřené hodnoty a vypočtený útlum pro slunečnicový olej

Vzd. [mm]	A [V]	Útlum [dB]	Vzd. [mm]	A [V]	Útlum [dB]
74	0,64	0,00	108	0,56	1,16
77	0,63	0,14	110	0,56	1,16
80	0,62	0,28	114	0,55	1,32
84	0,61	0,42	117	0,54	1,48
87	0,63	0,14	121	0,53	1,64
90	0,63	0,14	123	0,54	1,48
94	0,61	0,42	127	0,52	1,80
98	0,61	0,42	131	0,53	1,64
101	0,60	0,56	135	0,50	2,14
103	0,59	0,71	138	0,50	2,14
106	0,58	0,86	141	0,50	2,14



Obrázek 16 – Graf závislosti útlumu ultrazvukového vlnění v kapalinách na vzdálenosti, součástí jsou i rovnice jednotlivých křivek

Z grafu je patrné, že voda má oproti dvěma zbývajícím kapalinám nižší útlum, naopak největší útlum má sirup. Ze zobrazených rovnic lze dopočítat útlum v libovolné vzdálenosti. Pokud bychom uvažovali o výpočtu koeficientu útlumu, který se udává v dB/cm, je třeba vycházet ze vztahu

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \quad (3.2)$$

kde I_0 je počáteční intenzita vlnění, μ je hledaný koeficient útlumu a x je vzdálenost. Pokud budeme uvažovat, že se intenzita rovná amplitudě umocněné na druhou a dáme je do poměru, dostaneme

$$\frac{A_2^2}{A_1^2} = \frac{I_0 \cdot e^{-\mu x_2}}{I_0 \cdot e^{-\mu x_1}}, \quad (3.3)$$

dále můžeme zkrátit I_0 , obě strany zlogaritmovat a dostaneme tvar

$$\ln \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2 = \ln \left(\frac{e^{-\mu x_2}}{e^{-\mu x_1}} \right), \quad (3.4)$$

logaritmus podílu můžeme napsat jako rozdíl logaritmů, zlogaritmovat a vytknout μ , logaritmus umocněné závorky lze napsat jako dvojnásobek logaritmu závorky

$$2 \ln \left(\frac{A_2}{A_1} \right) = \mu \cdot (x_1 - x_2), \quad (3.5)$$

a nakonec vydělíme závorkou $(x_1 - x_2)$ a získáme vztah pro hledaný koeficient μ . Pomocí tohoto vztahu bychom dostali hodnotu v neper/cm. Neper je jednotka obdobná dB, ale využívá přirozeného logaritmu. Pro převod na dB/cm je třeba rovnici vynásobit číslem 8,686, což odpovídá $20 \log(e)$. Výsledný vztah tedy vypadá následovně

$$\mu = \frac{2 \ln\left(\frac{A_2}{A_1}\right)}{(x_1 - x_2)} \cdot 8,686 \left[\frac{dB}{cm}\right]. \quad (3.6)$$

Výsledné zadání laboratorní úlohy lze nalézt v příloze A.2.

3.4.2 Měření útlum v akrylovém válci

Stejně jako u kapalin, i v pevných látkách dochází k útlumu ultrazvukového vlnění. K jeho měření v této úloze lze využít jak transmisní, tak reflexní mód ultrazvuku. Porovnávat je však vždy vhodné jen výsledky ze stejného režimu, protože vlivem různých aspektů (nehomogenita vyzařovací charakteristiky, interference) by mohlo docházet ke zkreslení. Měření probíhalo na třech akrylových válcích, v udávaných délkách 40 mm, 80 mm a 120 mm. Překvapivým faktem bylo, že délka se lišila, což by mohlo mít vliv na naměřené hodnoty. Proto bylo třeba válce přeměřit a jejich přesné rozměry jsou 40,6 mm, 80,2 mm a 120,4 mm.

Pro měření byly potřeba obě 1 MHz sondy (pro transmisní režim), tři akrylové válce, posuvné měřítko na změření válců a ultrazvukový gel. Prvním krokem, jak už bylo popsáno výše, bylo zjištění skutečných rozměrů válců. Poté již mohly být válce proměřovány. Nejdříve byl proveden reflexní režim, protože se jedna strana válce pokládala na stůl. Kdyby byl nejdříve proveden transmisní režim, musela by se tato strana nejdříve otřít od ultrazvukového gelu. V programu pro zobrazování dat byl nastaven rozsah osy tak, aby bylo možné měřit i nejdelší válec, jednotky byly ponechány na μs .

Měření probíhalo s nastavením *output* na 25 dB a *gain* na 5 dB. Nejdříve byl změřen první válec o délce 40,6 mm, ke kterému se poté budou vztahovat naměřené výsledky z dalších dvou válců. Po proměření zbývajících dvou válců byl přístroj přepnut na transmisní režim a válec byl umístěn mezi sondy v longitudinálním směru. Opět se naměřené hodnoty poté vztáhly k hodnotě prvního válce. Ze vztahu

$$\mu = \frac{2 \ln\left(\frac{A_2}{A_1}\right)}{(x_1 - x_2)} \cdot 8,686 [dB/cm], \quad (3.7)$$

kde A_1 a A_2 jsou změřené amplitudy, x_1 a x_2 jsou délky válců a μ je koeficient útlumu, byl zjištěn hledaný koeficient útlumu μ . V následující tabulce 5 jsou uvedeny

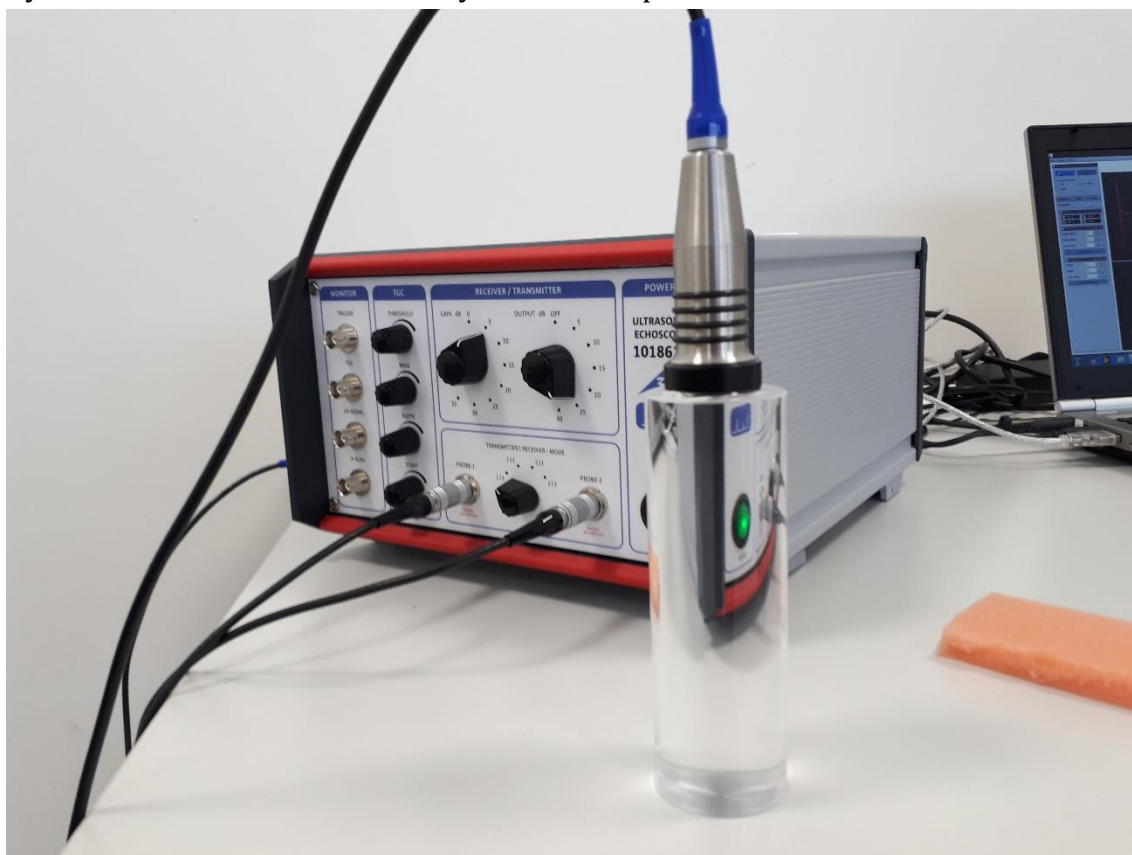
naměřené hodnoty a také vypočítaný koeficient útlumu. Dále je patrné, že hodnoty pro daný typ měření (reflexní či transmisní) si jsou podobné, čímž se potvrzuje výše uvedená věta, že smysl má porovnávat pouze hodnoty v rámci jednoho typu měření. Stanovení koeficientu útlumu by bylo přesnější, kdyby bylo k dispozici více válců s různými rozměry. Realizaci úlohy si lze prohlédnout na obrázcích 17 a 18.

Tabulka 5 – Naměřené hodnoty amplitudy a vypočtené hodnoty útlumu pro jednotlivé režimy

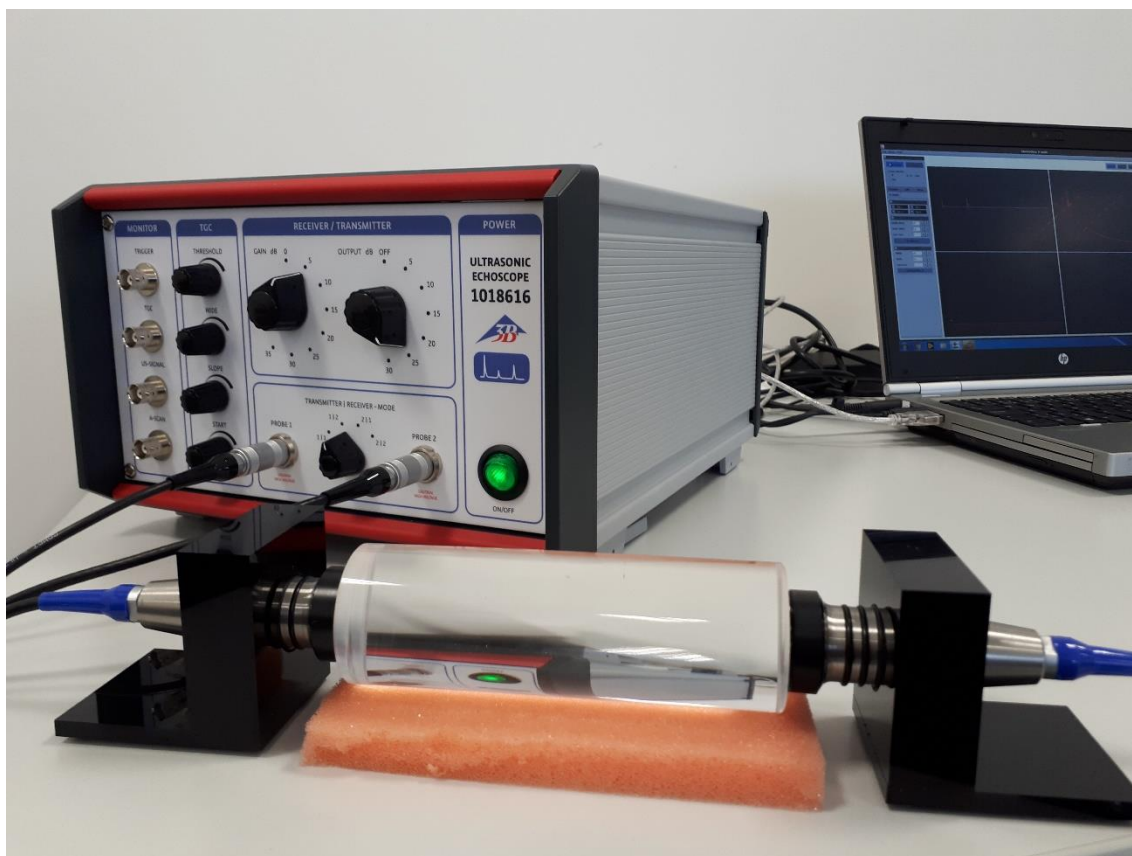
Transmisní režim			Reflexní režim		
Délka válce [mm]	Amplituda [V]	μ [dB/cm]	Délka válce [mm]	Amplituda [V]	μ [dB/cm]
40,6	0,920	0,226	81,2	0,380	0,342
80,2	0,550		160,4	0,080	
120,4	0,321	0,230	240,8	0,019	0,326

Koeficient útlumu μ je frekvenčně závislý. S rostoucí frekvencí sondy stoupá i koeficient μ . V budoucnu, pokud se přikoupí další sondy, by šlo ukázat na této úloze tuto frekvenční závislost.

Výsledné zadání laboratorní úlohy lze nalézt v příloze A.3.



Obrázek 17 – Realizace úlohy měření útlumu v akrylovém válci, zde v reflexním režimu pro válec o délce 120,4 mm



Obrázek 18 – Realizace úlohy měření útlumu v akrylovém válci, zde v transmisním režimu pro válec o délce 120,4 mm

3.4.3 Měření rychlosti šíření v akrylovém válci

Rychlost šíření ultrazvukového vlnění je další zajímavou veličinou, kterou lze poměrně snadno změřit a ukázat tak princip měření rychlosti šíření. Je také důležitou veličinou pro přesné měření v látkách pomocí ultrazvuku. K experimentu bylo zapotřebí tří akrylových válců rozdílných rozměrů, ultrazvukových sond a ultrazvukového gelu.

Z předchozích měření byl již znám přesný rozměr jednotlivých válců, který byl třeba pro výpočet rychlosti. Proto bylo možné přejít k samotnému měření času potřebného k průchodu ultrazvukového vlnění válcem. Měření probíhalo jak pro transmisní, tak pro reflexní režim. Při transmisním režimu byl válec položen mezi dvě sondy v longitudinálním směru, na rozhraní sondy a válce byl vždy aplikován ultrazvukový gel. V programu na zobrazení dat byl spuštěn A-mód a jednotky na ose x byly nastaveny na μs . Odečítání hodnoty času bylo vždy na počátku pozorovaného peaku (echa). Při reflexním režimu byla využita jen jedna sonda, válec byl položen svou kruhovou podstavou na stůl obdobně jako v úloze na měření útlumu v akrylovém válci. V tomto případě však bylo třeba jako vzdálenost brát dvojnásobek délky válce.

Vlivem krycí vrstvy, kterou sonda obsahuje, dochází k zanášení chyby měření. Tuto chybu lze odstranit tak, že výsledná rychlost bude vypočtena z rozdílů časů a délek dvou válců. To lze vyjádřit vztahem

$$v = (s_1 - s_2)/(t_{p1} + t_{kv} - (t_{p2} + t_{kv})), \quad (3.8)$$

kde s_1 a s_2 jsou délky válců, t_{p1} a t_{p2} jsou doby průchodu vlnění válci a t_{kv} je doba průchodu vlnění krycí vrstvou. Po upravení rovnice dostaneme výsledný tvar

$$v = (s_1 - s_2)/(t_{p1} - t_{p2}). \quad (3.9)$$

Pro měření byly zvoleny hodnoty *output* na 20 dB a *gain* na 15 dB. Na naměřené hodnoty to však vliv nemá, protože se zde měří čas, nikoli amplituda, význam je zde pro lepší pozorování peaku. Naměřené hodnoty byly shrnuty do tabulky 6, dále jsou zde uvedeny také vypočtené rychlosti v_1 (podle (3.1)) a v_d (podle (3.9)). Pro výpočet z rozdílů časů a délek byl brán válec o délce 40,6 mm jako základ.

Tabulka 6 – Naměřené hodnoty času a dopočtené hodnoty rychlostí šíření v akrylovém válci

Transmisní režim				Reflexní režim			
Délka [mm]	t [μs]	v_1 [m/s]	v_d [m/s]	Délka [mm]	t [μs]	v_1 [m/s]	v_d [m/s]
40,6	15,3	2653,59	-	81,2	30,4	2671,05	2688,74
80,2	29,9	2682,27	2712,33	160,4	59,8	2682,27	2692,13
120,4	44,7	2693,51	2714,29	240,8	89,3	2696,53	2705,41

Z tabulky je možné vidět, že rychlost bez kompenzace krycí vrstvy vychází nižší než rychlost vypočítaná poměrově. Po přeuspořádání tabulky na tabulku 7 podle měřené vzdálenosti si lze všimnout, že s rostoucí délkou chyba klesá, pro snadnější orientaci byl přidán sloupeček s rozdílem rychlostí v_1 a v_d .

Tabulka 7 – Přeuspořádané hodnoty z tabulky 6

Délka [mm]	v_1 [m/s]	v_d [m/s]	Rozdíl [m/s]
40,6	2653,59		
80,2	2682,27	2712,33	30,06
81,2	2671,02	2688,74	17,72
120,4	2693,51	2714,29	20,78
160,4	2682,27	2692,14	9,87
240,8	2696,53	2705,41	8,88

Z naměřených hodnot lze vypočíst průměr, vhodnější je brát v úvahu hodnoty vypočtené pomocí vztahu (3.9), protože kompenzuje krycí vrstvu sondy. Průměrná hodnota rychlosti je 2703 m/s. Při porovnání s tabulkovou hodnotou,

která pro akryly je v rozmezí 2600 – 2800 m/s, lze vidět, že vypočtená rychlost spadá do tohoto intervalu.

Výsledné zadání laboratorní úlohy lze nalézt v příloze A.4.

3.4.4 Měření koncentrace soli v roztoku

Rychlost šíření ultrazvuku závisí na mnoha faktorech. Jedním z nich je i koncentrace rozpuštěných látek. V této laboratorní úloze bude hrát roli koncentrace soli, která je rozpuštěná ve vodě. Měřeným parametrem poté bude rychlost šíření ultrazvuku v solném roztoku. Jako referenční hodnota bude brán výpočet pomocí Meckenzieho rovnice pro rychlost šíření zvuku v mořské vodě. Vztah pro výpočet lze vyjádřit jako

$$c = 1448,96 + 4,591 \cdot T - 0,05304 \cdot T^2 + 0,0002374 \cdot T^3 + 1,34 \cdot (S - 35) - 0,01025 \cdot T \cdot (S - 35), \quad (3.10)$$

kde T je teplota vody v $^{\circ}\text{C}$ a S je koncentrace soli v g/kg vody. Jedná se však o upravenou rovnici, v původní rovnici hraje roli ještě hloubka, v případě laboratorní úlohy ji však můžeme zanedbat. [28]

K experimentu bylo třeba připravit vaničku, do které se naleje voda a postupně se do ní bude přidávat sůl. Dále pak samotnou sůl, váhy na odvážení přesného množství soli, tyčinku na míchání, dvě ultrazvukové sondy (byly použity 1MHz) a teploměr, nejlépe digitální fungující v kontinuálním režimu. Vanička je stejná jako z předchozích úloh, tudíž jsou známy její rozměry.

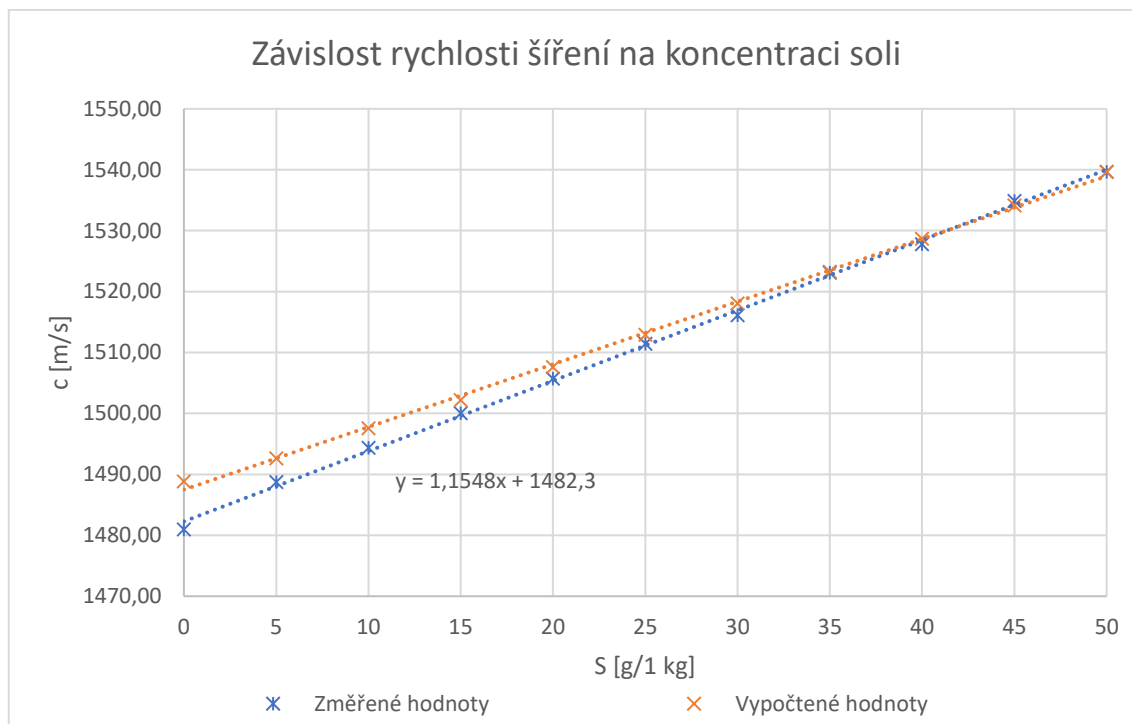
Do vaničky bylo nalito 0,5 l vody a k ní byly přiloženy dvě sondy proti sobě v transmisním režimu. Nejdříve byl zaznamenán čas, za který ultrazvuk projde vaničkou, v čisté vodě bez soli, současně byla zaznamenána i teplota vody. Jako čas se bere hodnota počátku pozorovaného peaku na ose x , která je v μs . Z času je možné dopočítat rychlost šíření podle vztahu (3.1). Poté bylo přisypáno 2,5 g soli, která byla důkladně rozmíchána. Po chvíli, až se hladina ustálila, bylo možné zaznamenat opět hodnotu času spolu s teplotou. Tímto způsobem probíhalo další zaznamenávání hodnot až do hodnoty koncentrace soli 50 g/1 kg vody, poté se již sůl nerozpouštěla příliš dobře. Poznámka: jelikož bylo k měření použito půl litru vody, přidává se pokaždé 2,5 g soli, avšak koncentrace vždy vzroste o 5 g/1 kg vody.

Naměřené a vypočtené hodnoty jsou shrnuty v tabulce 8, kde S je koncentrace (salinita) soli, t je změřený čas průchodu ultrazvuku vaničkou, $c_{\text{změř}}$ je vypočítaná rychlost ze změřeného času a rozměru vaničky, T je teplota vody a c_{vyp} odpovídá rychlosti šíření vypočtené dle Mackenzieho rovnice.

Tabulka 8 – naměřené a vypočtené hodnoty k úloze měření koncentrace soli v roztoku

S [g/1 kg]	t [μ s]	c _{změř} [m/s]	T [°C]	c _{vyp} [m/s]
0	133,7	1480,93	22,34	1488,81
5	133,0	1488,72	21,73	1492,60
10	132,5	1494,34	21,52	1497,58
15	132,0	1500,00	21,18	1502,20
20	131,5	1505,70	21,10	1507,59
25	131,0	1511,45	20,99	1512,90
30	130,6	1516,08	20,81	1518,04
35	130,0	1523,08	20,65	1523,24
40	129,6	1527,78	20,57	1528,67
45	129,0	1534,88	20,50	1534,13
50	128,6	1539,66	20,44	1539,62

Na následujícím obrázku 19 lze vidět porovnání naměřené rychlosti šíření a vypočtené podle Mackenzieho rovnice. Jedná se v podstatě o kalibrační křivku, ze které lze odečítat hodnotu koncentrace při známé rychlosti šíření. K výpočtu koncentrace lze využít vygenerovanou rovnici spojnice trendu. Podle výsledků v tabulce i grafické prezentace lze vidět, že se sobě hodnoty velmi podobají, lze tedy usoudit, že měření proběhlo velmi dobře. Zároveň je možné vidět, že s rostoucí koncentrací soli roste i rychlost šíření ultrazvuku v daném solném roztoku. Výsledné zadání laboratorní úlohy lze nalézt v příloze A.5.

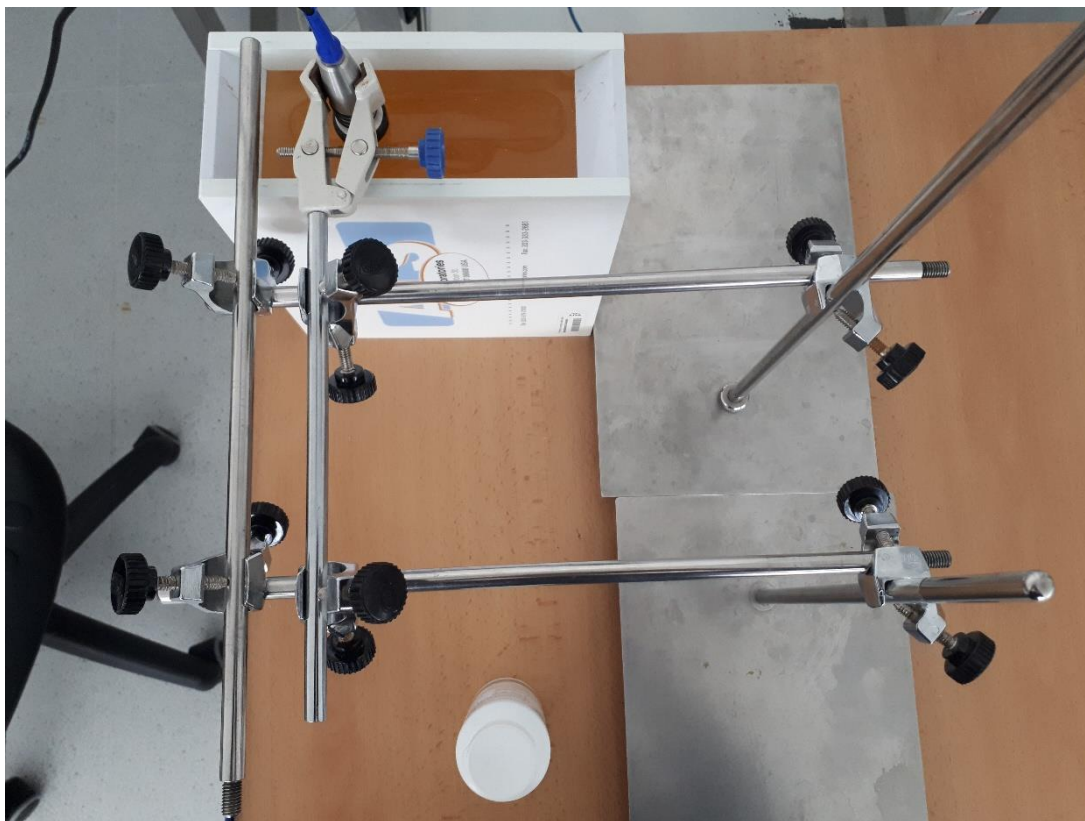


Obrázek 19 – Graf závislosti rychlosti šíření ultrazvuku na koncentraci soli

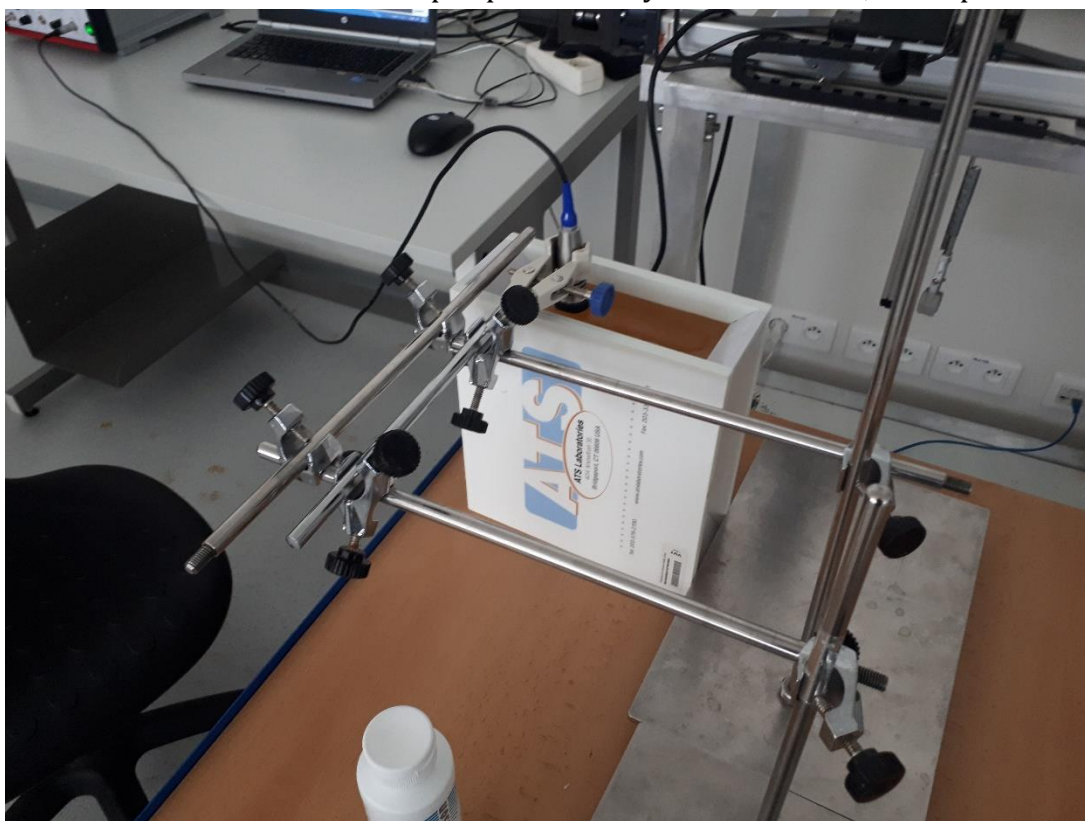
3.4.5 Práce v B-módu se sondou s jedním měničem

S ultrazvukem není třeba pracovat pouze v režimu A-módu. Dodávaný program pro zobrazení dat umožňuje také zobrazení v B-módu. Jelikož se ale jedná o systém s jedním měničem, výsledný obraz se liší od klasických klinických přístrojů. Scéna je zde vykreslována postupně, proto je nutné sondou pohybovat po oblasti zájmu konstantní rychlostí. Tato rychlost se dá v programu nastavit, stejně jako délka záznamu oblasti v sekundách, případně v přepočtu na milimetry. Důležité je sondou stále posouvat, jinak se snímaná oblast v místě zastavení začne „roztahovat“ ve směru osy x na které je čas či vzdálenost (z bodů se stávají čáry atp.). Pro zobrazení je možné vybrat buď barevnou škálu nebo odstíny šedi, které byly využity i v dalších měřeních z důvodu zažitosti v praxi.

Snímání probíhalo na fantomu ATS 539, který již byl použit pro měření klinického přístroje od GE. Z laboratorních stojanů byl sestaven jednoduchý držák sondy, který umožňoval posun sondy nad fantomem. Pro posuv byly použity dvě vodící tyče, které zajišťovaly, že se sonda bude pohybovat vodorovně a nebude se měnit její úhel vůči fantomu. Sondou bylo možné posouvat i nahoru a dolů pro snadnější manipulaci s fantomem (při změně snímané strany fantomu) Výsledný komplet lze vidět na obrázcích 20 a 21.

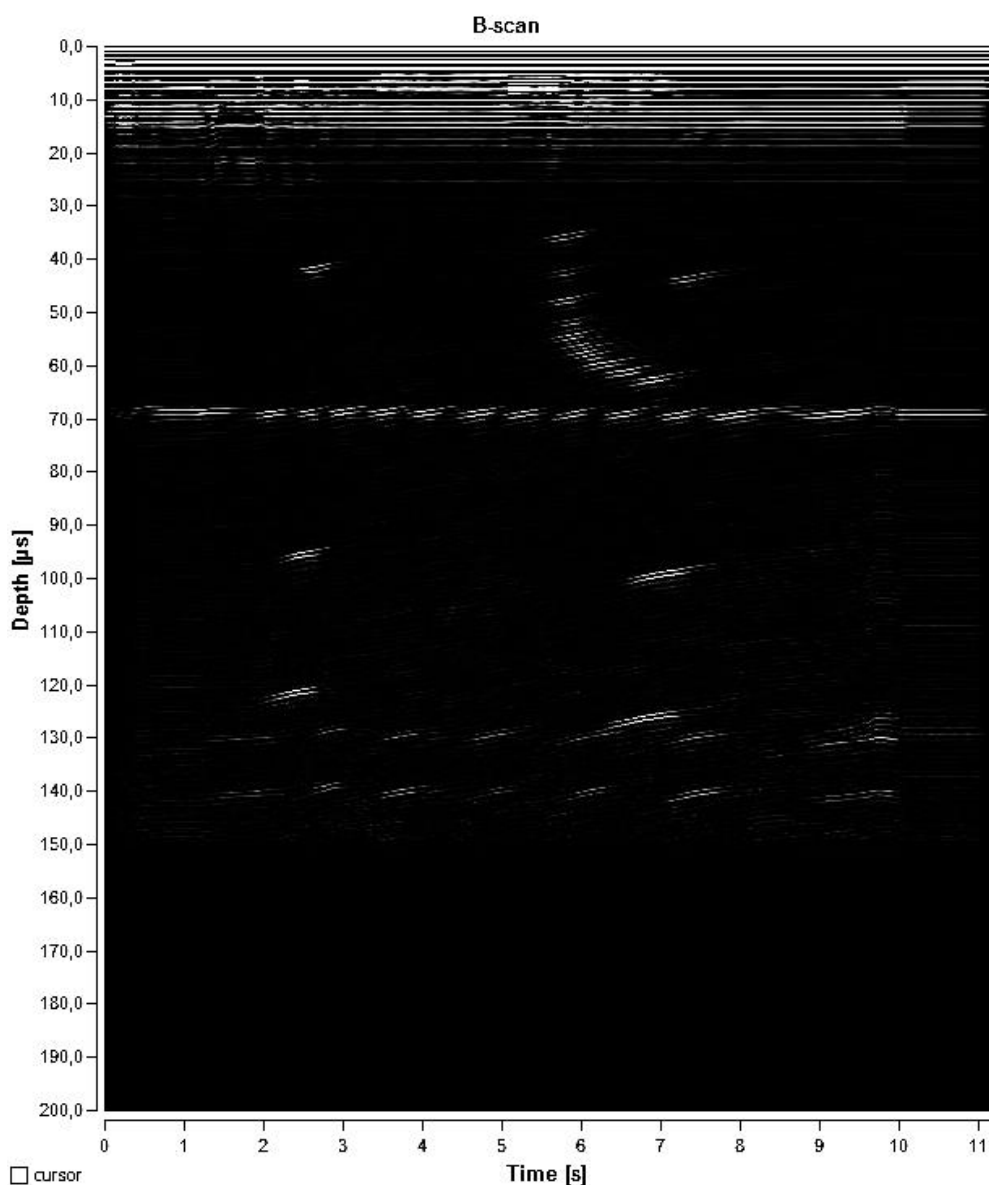


Obrázek 20 – Realizace držáku pro posun sondy nad fantomem, horní pohled



Obrázek 21 - Realizace držáku pro posun sondy nad fantomem, boční pohled

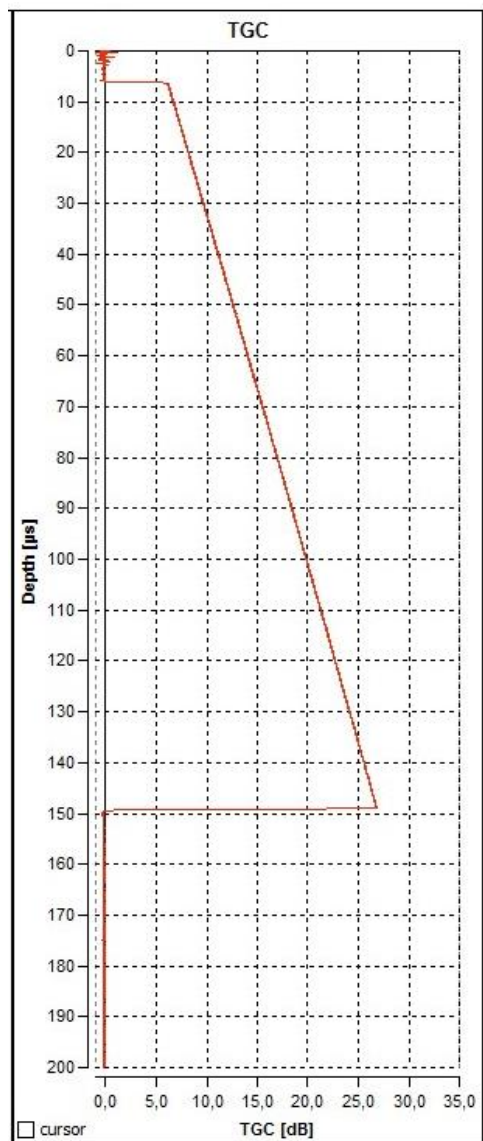
K posunu sondy po vodících tyčích dochází rukou, kdy je zapotřebí udržovat stejnou rychlost posunu. Pro správné nastavení parametrů výkonu zesílení je dobré si celou zájmovou oblast nejdříve projít pomocí A-módu a pozorovat peaky, které odpovídají strukturám ve fantomu. V závislosti na jejich amplitudě poté upravit *output* a *gain*, směrem do hloubky přidat ještě ovládání TGC. Výsledné zobrazení, které je možno vidět na obrázku 22, lze považovat za povedené, když se přihlédne k faktu, že sondou se pohybuje rukou a zobrazení probíhá pouze jedním měničem. Výsledek by se dal mírně zlepšit pomocí elektronicky řízeného posuvu, kdy by se dal přesně sesynchronizovat čas posunu na ose x a reálný čas posunu sondy nad fantomem. Tříosý systém, který je dostupný na UBMI, se však bohužel nepodařilo zprovoznit z důvodu chybějícího propojovacího modulu.



Obrázek 22 – Získaný snímek z B-módu pomocí posuvu jednoměničové sondy

Na získaném snímku z B-módu lze pozorovat strukturu fantomu z jeho boční strany, struktury jsou zachyceny poměrně věrohodně tak, jak jsou skutečně uspořádány ve fantomu. Hodnocení kvality zobrazení či hodnocení rozlišení se zde spíše nehodí, protože je obraz jednak vlivem posunu sondy roztažen do boku a také celkové rozlišení obrázku není dostatečné. Jedinou oblastí, kde je možno zhodnotit rozlišení, je oblast pro hodnocení axiálně-laterálního rozlišení (na snímku se nachází v horní části, doprava zahnutá linie bodů), přičemž lze vyhodnotit axiální rozlišení (ve směru vlnění). Zřetelně jsme schopni od sebe rozeznat 3 body, vzdálenost mezi dvě posledními rozeznatelnými body jsou 3 milimetry. Obecně lze ale říci, že se v zobrazení nachází minimum šumu ve srovnání s klinickým skenerem od GE. Zde jsou zobrazeny jen struktury, které se ve fantomu skutečně nachází. Pouze v horní části snímku je šum, který se vyskytuje také v A-módu a nelze ho nijak eliminovat, pravděpodobně jde o vlastní šum sondy způsobený odrazy od ochranné vrstvy. Další šum by se v obraze objevil při zvýšení výstupního výkonu, zesílení či TGC. Snímek byl pořízen s nastavením *output* na 30 dB, *gain* 20 dB a nastavení TGC lze vidět na obrázku 23.

Výsledné zadání laboratorní úlohy lze nalézt v příloze A.6.



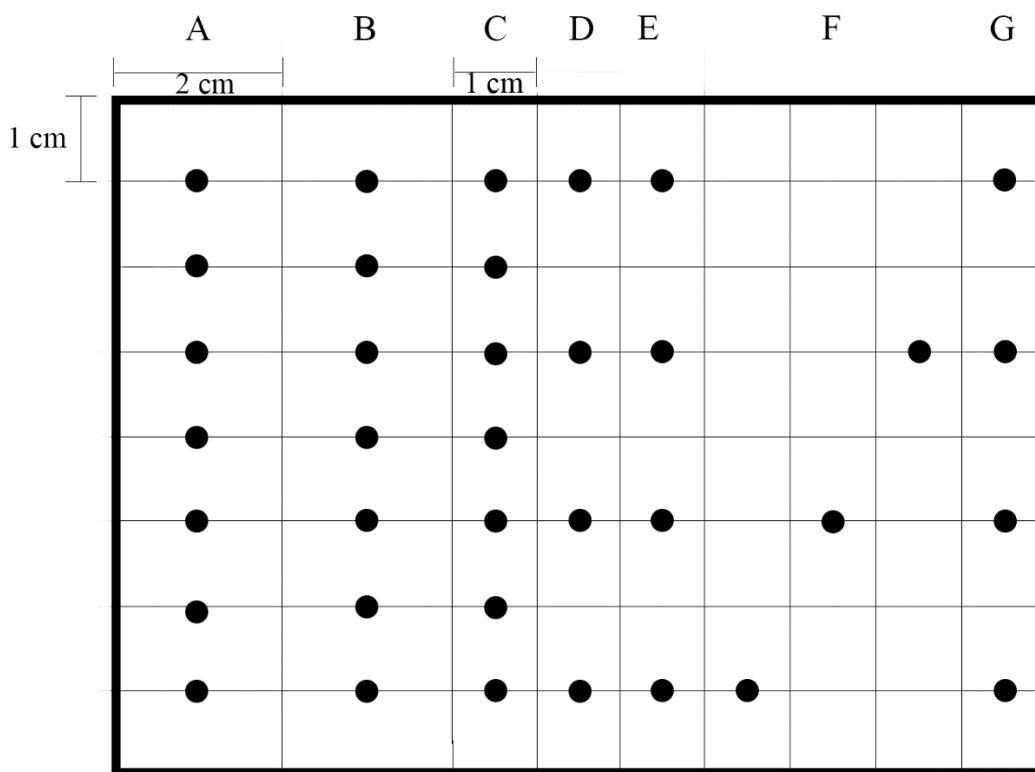
Obrázek 23 – Nastavení TGC pro popisovaný snímek z B-módu

3.5 Výroba vlastního fantomu

V certifikovaném fantomu ATS 539 se nacházejí struktury jak hypoechogenní, tak hyperechogenní. Jejich materiál lze jen odhadovat. Proto vznikl nápad zjistit, jak se budou chovat různé materiály při zobrazení ultrazvukem, tedy vyrobit vlastní fantom. Výrobu lze rozdělit na část plánovací a část konstrukční. Celkově výroba trvala asi 8 hodin.

Základem je plastová krabička o objemu 1 litr. Bohužel se nepodařilo sehnat přesně pravoúhlou, stěny jsou lehce vypouklé, což ztížilo samotnou konstrukci, ale na zobrazování by mít vliv nemělo. Po předchozím návrhu a rozmístění jednotlivých oblastí byly na krabičku nakresleny pomocné linie a zakreslena jednotlivá umístění

předmětů. Celkem jich bylo 6 druhů – hřebík (oblast A), drát (oblast B), dřevěná špejle (oblast C), brčko vyplněné vzduchem (oblast D), brčko vyplněné vodou (oblast E) a brčko vyplněné olejem (oblast F a G). Rozložení spolu s mírami a vyznačenými oblastmi lze vidět na obrázku 24.



Obrázek 24 – Schéma vytvořeného fantomu

Po rozkreslení na krabičku začala fáze připevňování předmětů na vyznačená místa. Pro jednoduchost byla použita tavná pistole. Bylo třeba postupovat pečlivě, aby všechny předměty seděly na předkreslených pozicích a zároveň dávat pozor, aby při přilepování dalších předmětů neodpadávaly již přilepené. Při vytváření naplněných brček kapalinami bylo třeba zabránit vzniku vzduchových bublin. Toho bylo dosaženo plněním injekční stříkačkou a následným vytlačení zbytku vzduchu lepidlem z tavné pistole.

Po umístění všech předmětů bylo třeba vyplnit prostor fantomu. Jako vyplňovací médium byl zvolen transparentní silikon. Pomocí vytlačovací pistole byl postupně vyplněn celý fantom až do předkreslené úrovně, nikoli po okraj krabičky. Průběh výroby lze pozorovat na obrázku 25. Zvláštní pozornost bylo třeba věnovat plnění u nalepených struktur, aby zde nezůstaly vzduchové kapsy. Nakonec byl povrch uhlazen a ponechán schnout. Po asi pěti dnech probíhalo měření.

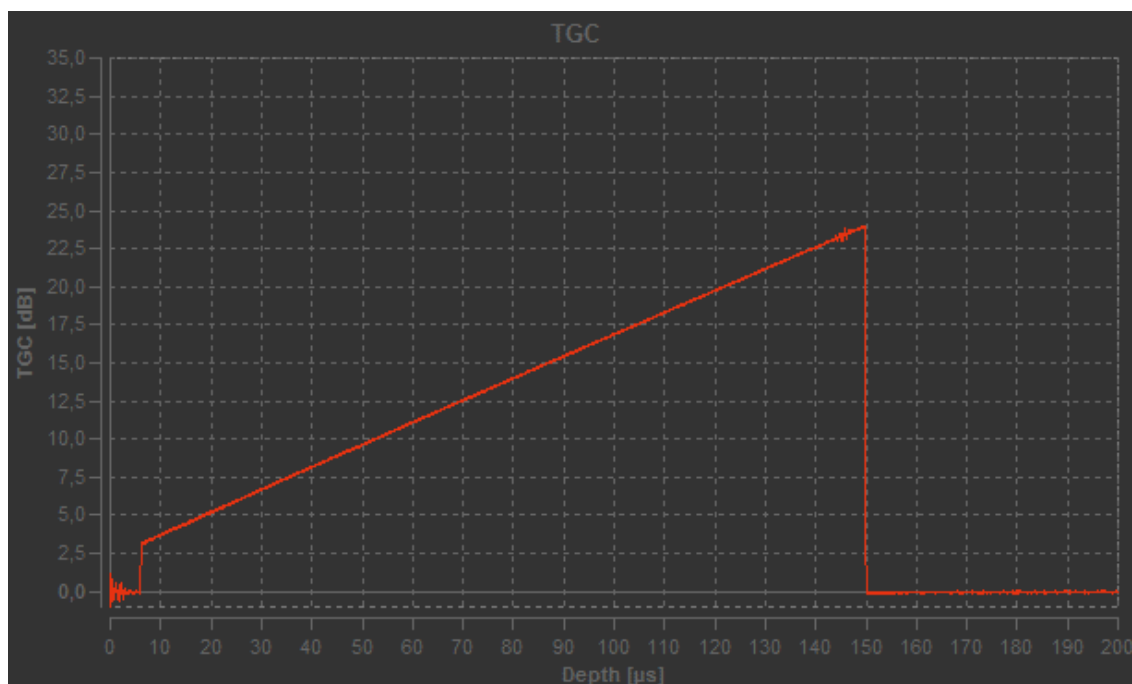


Obrázek 25 – Průběh výroby fantomu

3.6 Měření s vlastním fantomem

Vyrobený fantom byl primárně určen pro zobrazování pomocí klinického přístroje GE, protože by zde bylo možné dobře rozlišovat použité materiály a také sledovat jejich echogenitu. Při zobrazování 2,5MHz sektorovou sondou a kardiálním presetem nebylo však možné prakticky nic zobrazit. Nepomohlo ani zvolení jiného presetu či úprava parametrů jako jsou frekvence, výkon, gain či fokus. Na vině je pravděpodobně zvolený silikon, nejspíše zde dochází k různým odrazům a rozptylům, se kterými si následná rekonstrukce neporadí. Přesný mechanismus této nemožnosti zobrazení však znám není.

Pro měření byl dále vyzkoušen přístroj GS200 od 3B Scientific, využito bylo A-módu. Zde již bylo možné pozorovat jednotlivé struktury poměrně dobře. Bylo však třeba hledat ideální pozici sondy. Pro zobrazování byl nastaven *output* 25 dB a *gain* 15 dB. TGC bylo nastaveno pro všechny struktury stejně a je možné je vidět na obrázku 26. Výsledné snímky zobrazení v A-módu pro jednotlivé struktury se nacházejí v příloze B.

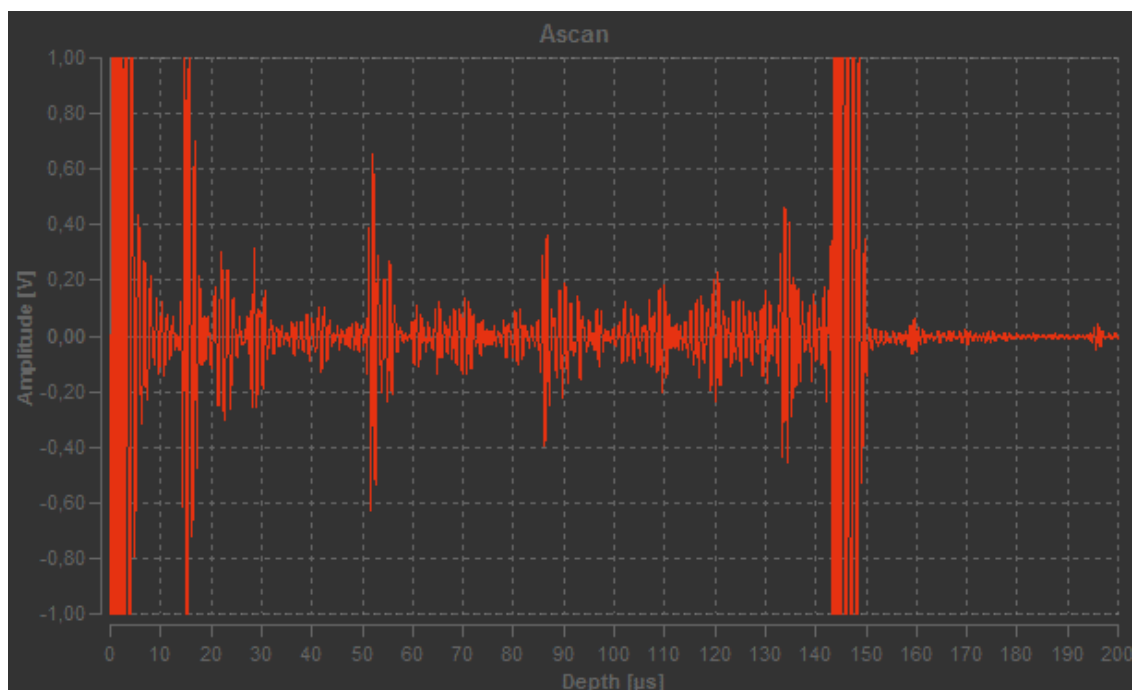


Obrázek 26 – Nastavení TGC pro měření s vyrobeným fantomem

První a druhou zkoumanou oblastí byla linie hřebíků a drátu. Na obou nasnímaných oblastech si lze všimnout prvního velkého peaku a dalších menších peaků. Velmi pravděpodobně to odpovídá tomu, že první odraz je velmi silný a další struktury leží v akustickém stínu. Vzdálenosti mezi jednotlivými odrazy jsou pravidelné a odpovídají skutečnému umístění ve fantomu. Další oblastí byly špejle. Zde již nepozorujeme akustický stín, špejle není tolik hyperechogenní, tudíž nedochází k mohutnému odrazu od první struktury. Zároveň je možné si všimnout toho, že amplituda odrazů je při stejném nastavení nižší. Z toho lze usuzovat, že echogenita dřeva je skutečně nižší než u kovů.

Následovala oblast s brčkem vyplněným vzduchem (obrázek 27). Zde je potřeba zmínit, že část odrazu je způsobena vlastní stěnou brčka a poté až jeho vnitřním prostředím. Při porovnání s ostatními prostředím v brčku dosahoval vzduch největší odrazivosti. Z toho lze odvodit, že je zde největší rozdíl akustických impedancí mezi vzduchem a brčkem. Naopak nejmenší amplituda byla naměřená pro brčka naplněná olejem.

Oblast F byla zamýšlena jako ukázka toho, zda má na výslednou amplitudu odrazu vliv to, že jsou struktury umístěné nad sebou. To by bylo lepší vyhodnocovat právě v B-módu, kde by bylo jednodušší vyhodnocovat různé odstíny šedi. Nasnímané snímky v A-módu sice ukazují určitý rozdíl v amplitudě peaků mezi zobrazením celé linie a jednotlivých struktur, ale z těchto snímků nelze přesně určit, zda to tak skutečně je. Můžeme zde ale pozorovat, že sonda je schopná zobrazit dvě struktury vedle sebe, které jsou vzdáleny 1 cm.



Obrázek 27 – Brčko vyplněné vzduchem nasnímané v A-módu

Velký peak na konci každého snímku je způsoben odrazem od dna fantomu. Celkově lze na fantomu přeci jen nějaké principy ukázat, ale původní záměr se splnit nepodařilo. Vhodnou úpravou by bylo fantom nevyplnit silikonem, ale použít ho pro subakvální aplikaci, kdy by se celá krabička umístila například do většího akvária a pomocí sondy ponořené do vody by bylo možné jednotlivé struktury zobrazovat. Na výrobku nového fantomu však již nebylo dostatek času.

4 ZÁVĚR

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem laboratorních úloh pro ultrazvukové zobrazovací systémy. Nejdříve byla provedena rešerše základních fyzikálních vztahů týkajících se vlnění, následoval popis jednotlivých módů zobrazení spolu s využívanými ultrazvukovými sondami. Další oblastí, kterou jsem se zabýval, je hodnocení ultrazvukového obrazu, seznámil jsem se s obecnými parametry obrazu a se třemi typy rozlišení, které jsou typické pro ultrazvuk.

V praktické části jsem se zabýval hodnocením získaných snímků z ultrazvukového systému od firmy GE, který je dostupný na UBMI. Vyhodnocování parametrů probíhalo na fantomu, který obsahuje struktury zalité v uretanové gumě. Tyto struktury mají pevně dané rozměry, tudíž bylo možné hodnotit i přesnost rozměrů, které udává přístroj. V této oblasti, tedy rozměrové přesnosti, přístroj nedosahoval až tak dobrých výsledků, v případě hodnocení horizontální vzdálenost byla nepřesnost vyšší, než je maximální možná hodnota uváděná výrobcem fantomu. Celkově lze ale říci, že přístroj dosahuje obstojných výsledků s přihlédnutím k jeho datu výroby.

V druhé části práce jsem pracoval s ultrazvukovým systémem od 3B Scientific, který slouží pro výuku, součástí jsou i laboratorní úlohy. Ty byly nejdříve proměřeny a poté optimalizovány, aby bylo možné je změřit v laboratoři. Poté byly navrženy zadání jednotlivých úloh s ohledem na názornost a výuku ultrazvukových systémů. Následovalo měření v B-módu, snímán byl stejný fantom jako při zobrazování s ultrazvukem od GE. K posunu sondy byla z laboratorních stojanů složena jednoduchá konstrukce pro rovnoměrný posuv sondy po fantomu. K posunu docházelo rukou, protože nebyl k dispozici vhodný poziční systém. Tvorba obrazu probíhala přímo prostřednictvím dodávaného programu.

Závěrečným krokem bylo vytvoření fantomu, který obsahoval struktury z různých materiálů. To mělo sloužit k demonstraci echogenit jednotlivých materiálů a jejich zobrazení v B-módu. To se bohužel nepodařilo, některé útvary bylo sice možné zhruba identifikovat, ale k hodnocení žádných parametrů dojít nemohlo, protože byl obraz velmi silně zašuměn, pravděpodobně kvůli silikonové náplni fantomu. Nakonec byl fantom nasnímán v A-módu pomocí laboratorního ultrazvuku. Zde bylo možné hodnotit pouze některé parametry a jevy, například akustický stín, rozdíl velikosti amplitudy jednotlivých odrazů či pravidelné rozestupy mezi jednotlivými strukturami, ale k přímému porovnávání jednotlivých materiálů dojít nemohlo.

Literatura

- [1] HRAZDIRA, Ivo. Stručné repetitorium ultrasonografie: klinika zobrazovacích metod: lékařská fakulta Masarykovy univerzity: fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně. Praha: Audioscan, 2003
- [2] SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [3] LINHART, Aleš, Tomáš PALEČEK a Michael ASCHERMANN. *Echokardiografie pro praxi*. [1. vyd.]. Praha: Audioscan, 2002.
- [4] Elektrická impedanční tomografie - ultrazvuk.pdf. *Lékařská fakulta Masarykovy univerzity* [online]. 2013 [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/Ultrazvuk.pdf>
- [5] Příspěvatelé WikiSkript, *Ultrazvukové vlnění* [online], c2018, Datum poslední revize 11. 11. 2018, 07:15 UTC, [citováno 22. 11. 2018] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Ultrazvukov%C3%A9_vln%C4%9Bn%C3%AD&oldid=416122>
- [6] Příspěvatelé WikiSkript, *Ultrazvuk v různých prostředích a tkáních* [online], , c2018, Datum poslední revize 3. 02. 2018, 21:19 UTC, [citováno 22. 11. 2018] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Ultrazvuk_v_r%C5%AFzn%C3%BDch_prost%C5%99ed%C3%ADch_a_tk%C3%A1n%C3%ADch&oldid=397828>
- [7] Přednáška: M. Mézl, Zobrazovací systémy v lékařství, Přednáška 7: Ultrazvukové zobrazovací systémy
- [8] Příspěvatelé WikiSkript, *Ultrazvuk/Diagnostické aplikace ultrazvuku* [online], c2015, Datum poslední revize 15. 12. 2015, 12:27 UTC, [citováno 22. 11. 2018] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Ultrazvuk/Diagnostick%C3%A9_aplikace_ultrazvuku&oldid=332665>
- [9] SonoZone: Ultrasound Modes. *Sonodriftzone* [online]. 2010 [cit. 2018-11-22]. Dostupné z: <http://sonodriftzone.blogspot.com/2010/01/ultrasound-modes-b-m.html>
- [10] Ultrasound in Emergency Medicine. *RCEM learning* [online]. UK, 2010 [cit. 2018-11-22]. Dostupné z: <https://www.rcemlearning.co.uk/references/ultrasound-in-emergency-medicine-level-1-instruction/>
- [11] 3D ultrazvuk. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2018-11-22]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/3D_ultrazvuk
- [12] Dopplerův jev a rázová vlna. *Fyzweb* [online]. Praha [cit. 2018-11-22]. Dostupné z: http://fyzweb.cz/materialy/aplety_hwang/Doppler/index.html

- [13] Příspěvatelé WikiSkript, *Dopplerovská ultrasonografie* [online, c2017, Datum poslední revize 1. 09. 2017, 18:54 UTC, [citováno 22. 11. 2018] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Dopplerovsk%C3%A1_ultrasonografie&oldid=387569>
- [14] Příspěvatelé WikiSkript, *Dopplerovská zobrazení* [online], 2018, Datum poslední revize 17. 03. 2018, 16:36 UTC, [citováno 22. 11. 2018] <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Dopplerovsk%C3%A1_zobrazen%C3%AD&oldid=400076>
- [15] Co se skrývá v ultrazvukové sondě. *Univerzita Palackého v Olomouci* [online]. Olomouc, 2010 [cit. 2018-11-22]. Dostupné z: http://old.lf.upol.cz/fileadmin/user_upload/LF-kliniky/hippokrat/Pracoviste/Biofyzika/01_Co_se_skriva_v_ultrazvukove_vysetrovaci_sonde.pdf
- [16] Ultrasound Transducers Types. *LBN Medical* [online]. 2003, Denmark [cit. 2018-11-22]. Dostupné z: <https://lbnmedical.com/ultrasound-transducer-types/>
- [17] SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2014 [cit. 2018-11-25]. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné z: <https://munispace.muni.cz/library/catalog/view/160/325/227-1>
- [18] Návod k použitému fantomu ATS 539, základní popis na oficiálních stránkách výrobce: <http://www.atslaboratories-phantoms.com/page8/page5/index.htm>
- [19] Ultrasound_Booklet013. In: *Ultrasound in Emergency Medicine – Level 1 Instruction* [online]. England, 2010 [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: https://www.rcemlearning.co.uk/wp-content/uploads/Ultrasound_Booklet013-293x300.jpg
- [20] B636.jpg. In: *Medison.ru* [online]. Moscow [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <https://www.medison.ru/ultrasound/img/b636.jpg>
- [21] Ultrasound_Booklet014. In: *Ultrasound in Emergency Medicine – Level 1 Instruction* [online]. England, 2010 [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: https://www.rcemlearning.co.uk/wp-content/uploads/Ultrasound_Booklet014-300x250.jpg
- [22] Voluson-s8-signature-series-ge-clinical-images-26-week-fetal-face-rendered.jpg. In: *GE healthcare* [online]. United Kingdom [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: <https://www.gehealthcare.co.uk/-/media/dd959e4b798048a5a982df496eb1d110.jpg?bc=black&h=498&w=890&hash=81FA3A9A9B74A32A42533E5EA3EFA00AA390F1E9>
- [23] Sono_doppler. In: Wikiskripta [online]. 2018 [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/22/Sono_doppler.jpg

- [24] M_1407858907. In: *DocCheck Pictures* [online]. Německo, 2011 [cit. 2018-11-10]. Dostupné z: https://dccdn.de/pictures.doccheck.com/images/4b4/d68/4b4d689759ade1c4088143abc1b46f0f/58294/m_1407858907.jpg
- [25] Portableultrasoundu50edan. In: Medi-shop [online]. Heraklion [cit. 2018-11-14]. Dostupné z: <https://www.medi-shop.gr/15354/portableultrasoundu50edan.jpg>
- [26] Resolution. In: *Physical Principles and Instrumentation* [online]. 2013 [cit. 2018-11-25]. Dostupné z: <http://199.116.233.101/images/thumb/0/06/Resolution.png/346px-Resolution.png>
- [27] Ultrasonic echoscope GS200. *3B Scientific* [online]. Germany: 3B Scientific [cit. 2019-04-13]. Dostupné z: https://www.3bscientific.com/imagelibrary/U100102/U100102_01_Ultrasonic-Echoscope-GS200.jpg
- [28] Technical Guides - Speed of sound in sea-water. In: *National Physical Laboratory* [online]. Teddington: National Physical Laboratory [cit. 2019-04-19]. Dostupné z: <http://resource.npl.co.uk/acoustics/techguides/soundseawater/content.html>
- [29] Experiments_eng_web.pdf. Gampt [online]. Německo: Gampt, 2009 [cit. 2019-05-18]. Dostupné z: http://www.gampt.de/content/cms/downloads/pdf/experiments_eng_web.pdf

Seznam symbolů, veličin a zkratek

ALARA	Bezpečnostní princip – doba expozice by měla být tak dlouhá, jak je jen nezbytně nutné
A mód	Amplitudový mód
B mód	Jasový mód
BNC	Druh konektoru
CFM	Barevné mapování průtoku
CNR	Poměr rozdílu jasových hodnot objektu a pozadí, a rozptylem pozadí
CW	Režim kontinuálního vysílání a přijímání
dB	Decibel
FFT	Rychlá Fourierova transformace
FPS	Snímky za sekundu
GE	Firma General Electric
kHz	Kilohertz
MHz	Megahertz
MI	Mechanický index
M mód	Pohybový mód
μs	Mikrosekunda
TM	Záznam pohybu v čase
PD	Energetický Doppler
PW	Pulzační režim
SNR	Poměr rozdílu součtu pixelů objektu a pozadí, a rozptylem pozadí
TDI	Zobrazení pohybu tkání
TGC	Zesílení signálu z určité hloubky (zvýšení jasové hodnoty)
TI	Tepelný index
UBMI	Ústav biomedicínského inženýrství
USB	Druh komunikačního rozhraní
W/cm ²	Watt na centimetr čtvereční

Seznam příloh

Příloha A – Návrhy zadání laboratorních úloh

A.1 Laboratorní úloha na seznámení s ultrazvukem

Tato laboratorní úloha slouží k osvojení základů práce s ultrazvukovým systémem. Na následujících bodech zadání si postupně vyzkoušíte jednotlivé funkce ultrazvuku a jejich vliv na výsledný obraz.

1. Připravte si potřebné vybavení k zobrazování ultrazvukem. Nejdříve je nutné si přichystat fantom. Následně aplikujte ultrazvukový gel na místo, které budete zobrazovat. Poté přiložte sondu a na obrazovce pozorujte obraz, pohybováním sondou se snažte zachytit co nejlepší obraz. Pomocí tlačítka *Freeze* na přístroji obraz zastavíte.
2. Umístěte sondu nad vertikální linii bodů (oblast B). Nyní vyzkoušejte měnit parametry *frequency* a *focus*. Pro zesvětlení obrazu využijte ovladač *gain*. Pomocí posuvných ovladačů lze zesvětlovat/ztmavovat určité úseky obrazu (funkce TGC). Při jakém nastavení lze nejlépe zobrazit třetí bod (hloubka 3 cm) a při jakém desátý bod (hloubka 10 cm)?
3. Nyní přesuňte sondu nad oblast pro hodnocení axiálního a laterálního rozlišení (oblast D). Nastavte frekvenci a fokus pro co nejlepší zobrazení. Vyzkoušejte měnit hloubku zobrazení pomocí ovladače *depth*. Po získání vhodného obrazu porovnejte spolu axiální a laterální rozlišení.
4. Pomocí oblasti sestupných bodů při horní straně fantomu (oblast E) zjistěte mrtvou zónu používané sondy (prostor před sondou, který není schopna zobrazit). Body jsou od sebe vertikálně vzdáleny 1 mm. Kolik jich lze zobrazit? Měření proveďte alespoň třikrát.
5. K měření vzdáleností lze využít oblast B a C, případně i oblast A pro měření průměru objektů. Nejprve změřte vzdálenost bodů v oblasti C, jejichž vzdálenost je 2 cm. K měření slouží nástroj *Caliper* v nabídce *Measurement*, který lze použít na zastaveném obraze pomocí *Freeze*. Stejně změřte vzdálenosti bodů v oblasti B, jejichž vzdálenost je 1 cm. Porovnejte naměřené hodnoty s referenčními.

A.2 Zadání úlohy měření útlumu v kapalinách

Změřte, k jakému útlumu dochází v dostupných kapalinách. Postupujte podle následujícího pracovního postupu a naměřené hodnoty si zapisujte do tabulek. Nezapomeňte uvést i hodnotu *output* a *gain*, kterou nastavíte na přístroji. Ovladače TGC nepoužívejte. Poté vypracujte doplňující úkoly.

1. Změřte rozměry vaničky a poznamenejte si je.
2. Zapojte do přístroje obě sondy, přístroj přepněte do transmisního režimu (1/2 nebo 2/1) a sondy umístěte tak, aby ultrazvukové vlnění procházelo přes vaničku. Nezapomeňte rozhraní potříť ultrazvukovým gelem.
3. Nalejte do vaničky kapalinu, na počítači zapněte program pro zobrazení dat a zapněte A-scan. Nastavte rozsah osy x tak, aby bylo možné odečíst čas, za který dorazí vlnění z jedné sondy do druhé. V případě potřeby snižte vzorkovací frekvenci (snížení vzorkovací frekvence zvýší rozsah osy x). Nastavte *gain* a *output* dle potřeby. Odečtěte čas na začátku pozorovaného peaku. Stejný proces proveďte i pro druhý rozměr vaničky. Ze vztahu $v = s/t$ vypočítejte rychlosti, poté udělejte průměr a tuto rychlost zadejte do programu a přepněte jednotky na ose x na mm.
4. Vložte do vaničky hliníkovou destičku a nastavte ji kolmo ke směru šíření ultrazvuku, přepněte na režim reflexe (1/1 nebo 2/2 podle použité sondy). Poté destičku nastavte tak, aby se v A-scanu zobrazoval jen jeden peak a nedocházelo tak k několikanásobným odrazům.
5. Destičkou posunujte ve zhruba stejných vzdálenostech, pokaždé запиšte hodnotu amplitudy do tabulky.
6. Sestrojte graf závislosti útlumu v dB na vzdálenosti v mm.
7. Body 2-6 opakujte také pro další kapaliny.

Doplňující úkoly

1. Zhodnoťte, která kapalina má největší, resp. nejmenší útlum.
2. Jaké parametry kapaliny ovlivňují výsledný útlum?
3. Pokuste se odvodit vztah pro výpočet koeficientu útlumu, který udává hodnotu útlumu vztaženou na 1 cm. Vycházejte z předpokladu, že $I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$, kde I_0 je počáteční intenzita vlnění, μ je hledaný koeficient útlumu a x je vzdálenost. Pro nalezení vztahu je nutné dát do poměru intenzitu ve dvou bodech. Výsledný vztah vyjde v jednotkách Neper/cm, pro převod využijte vztah $1 \text{ Neper/cm} = 8,686 \text{ dB/cm}$.

A.3 Zadání úlohy měření útlumu v akrylovém válci

Změřte, k jakému útlumu dochází při průchodu ultrazvukového vlnění akrylovým válcem. Postupujte podle následujícího pracovního postupu a naměřené hodnoty si zapisujte do tabulky. Nezapomeňte uvést i hodnotu *output* a *gain*, kterou nastavíte na přístroji. Ovladače TGC nepoužívejte. Poté vypracujte doplňující úkoly.

1. Změřte přesné rozměry válců a poznamenejte si je.
2. Připravte přístroj k provozu a na počítači zapněte program pro zobrazení dat. Do přístroje připojte obě 1 MHz sondy.
3. Přepněte přístroj do režimu reflexního snímání (1/1 nebo 2/2). Vezměte nejkratší válec a jeho kruhovou podstavou ho položte na stůl. Na druhou stranu přiložte ultrazvukovou sondu (podle zvoleného režimu buď sondu 1 nebo sondu 2). Nezapomeňte místo kontaktu opatřit ultrazvukovým gelem. Nastavte *gain* a *output* dle potřeby.
4. Nastavte rozsah osy x tak, aby bylo možné pozorovat zaznamenaný signál. V případě potřeby snižte vzorkovací frekvenci. Jednotky osy x ponechejte na μs .
5. Zaznamenejte si hodnotu amplitudy pozorovaného peaku. Obdobně proveďte měření pro zbývající dva válce.
6. Přepněte přístroj do transmisního režimu a umístěte válec kruhovými podstavami mezi sondy. Opět začněte od nejmenšího a poté změřte zbývající.
7. Stanovte koeficient útlumu μ ze vztahu

$$\mu = \frac{2 \ln\left(\frac{A_2}{A_1}\right)}{(x_1 - x_2)} \cdot 8,686 \text{ [dB/cm]},$$

přičemž hodnoty vztahujte k prvnímu válci.

Doplňující úkoly

1. Porovnejte výsledky v rámci režimu transmise a zvláště v režimu reflexe.
2. Koeficient útlumu μ je frekvenčně závislý. Odhadněte na základě obecných znalostí z ultrazvukové diagnostiky, zda se bude se zvyšující se frekvencí zvyšovat či snižovat.

A.4 Zadání úlohy měření rychlosti šíření v akrylovém válci

Změřte, jaká je rychlost průchodu ultrazvukového vlnění akrylovým válcem. Postupujte podle následujícího pracovního postupu a naměřené hodnoty si zapisujte do tabulky. Nezapomeňte uvést i hodnotu *output* a *gain*, kterou nastavíte na přístroji. Ovladače TGC nepoužívejte. Poté vypracujte doplňující úkoly.

1. Změřte přesné rozměry válců a poznamenejte si je.
2. Připravte přístroj k provozu a na počítači zapněte program pro zobrazení dat. Do přístroje připojte obě 1 MHz sondy.
3. Přepněte přístroj do režimu reflexního snímání (1/1 nebo 2/2). Vezměte nejkratší válec a jeho kruhovou podstavou ho položte na stůl. Na druhou stranu přiložte ultrazvukovou sondu (podle zvoleného režimu buď sondu 1 nebo sondu 2). Nezapomeňte místo kontaktu opatřit ultrazvukovým gelem. Nastavte *gain* a *output* dle potřeby.
4. Nastavte rozsah osy x tak, aby bylo možné pozorovat zaznamenaný signál. V případě potřeby snižte vzorkovací frekvenci. Jednotky osy x ponechejte na μs .
5. Zaznamenejte si hodnotu času na ose x (počátek peaku). Obdobně proveďte i pro zbývající dva válce.
6. Přepněte přístroj do režimu transmisního snímání (1/2 nebo 2/1). Vezměte nejkratší válec a umístěte ho mezi sondy jeho kruhovými podstavami. Opět nezapomeňte na ultrazvukový gel.
7. Zaznamenejte hodnoty časů pro všechny tři válce.
8. Vypočítejte rychlost šíření pro každý válec a příslušný změřený čas podle vztahu z fyziky. Poté proveďte výpočet podle vztahu
$$v = (s_1 - s_2)/(t_{p1} - t_{p2}).$$

Doplňující úkoly

1. Porovnejte rychlosti vypočítané podle fyzikálního výpočtu a poměrového výpočtu.
2. Určete, jaká je závislost rozdílu těchto rychlostí na měřené délce.
3. Vypočítejte průměrnou hodnotu rychlosti a srovnejte s tabulkovou hodnotou.

A.5 Zadání úlohy měření koncentrace soli v roztoku

Změřte rychlost šíření ultrazvuku v roztoku soli o různé koncentraci. Postupujte podle následujícího pracovního postupu a naměřené hodnoty si zapisujte do tabulky. Poté vypracujte doplňující úkoly. Jako referenční hodnota vám poslouží vypočtená rychlost podle Mackenzieho rovnice, která se vztahuje k rychlosti šíření zvuku v mořské vodě. Rovnice:

$$c = 1448,96 + 4,591 \cdot T - 0,05304 \cdot T^2 + 0,0002374 \cdot T^3 + 1,34 \cdot (S - 35) - 0,01025 \cdot T \cdot (S - 35),$$

kde T je teplota vody ve $^{\circ}\text{C}$ a S je koncentrace soli v g/kg vody.

1. Změřte delší stranu vaničky, do které budete lít vodu, a poznamenejte si tuto hodnotu.
2. Vaničku naplňte přesně půl litrem vody a z obou stran přiložte ultrazvukové sondy tak, aby byly namířeny vůči sobě přes delší stranu vaničky. Zároveň podložte vaničku dle potřeby tak, aby byly obě sondy minimálně zároveň s výškou hladiny. Nezapomeňte použít ultrazvukový gel.
3. Zapněte přístroj a program na počítači, zapněte A-scan. Zvolte si vhodnou hodnotu na ovladači *output* tak, abyste dobře viděli peak. Jeho výška (amplituda) však není předmětem měření.
4. Odečtěte hodnotu počátku peaku na ose x, jejíž jednotky jsou nastaveny na μs . Současně pomocí teploměru zaznamenejte teplotu vody.
5. Nyní odvažte 2,5 g soli a důkladně je rozmíchejte ve vodě. Poté opět zaznamenejte čas a teplotu. Tento postup opakujte až do koncentrace soli 50 g/ 1 kg vody.
6. Z naměřených hodnot času a známé dráhy určete rychlost šíření ultrazvuku. Poté vypočítejte rychlost podle Mackenzieho rovnice.

Doplňující úkoly

1. Porovnejte vámi změřené rychlosti s těmi, které vám vyšly podle Mackenzieho rovnice.
2. Sestrojte grafy pro oba způsoby výpočtu rychlosti a zobrazte spojnicí trendu spolu s rovnicí.
3. Popište, jak rychlost šíření závisí na teplotě, hloubce (tlaku) a salinitě vody. Zjistěte, co je to pásmo SOFAR.

A.6 Zadání úlohy práce v B-módu se sondou s jedním měničem

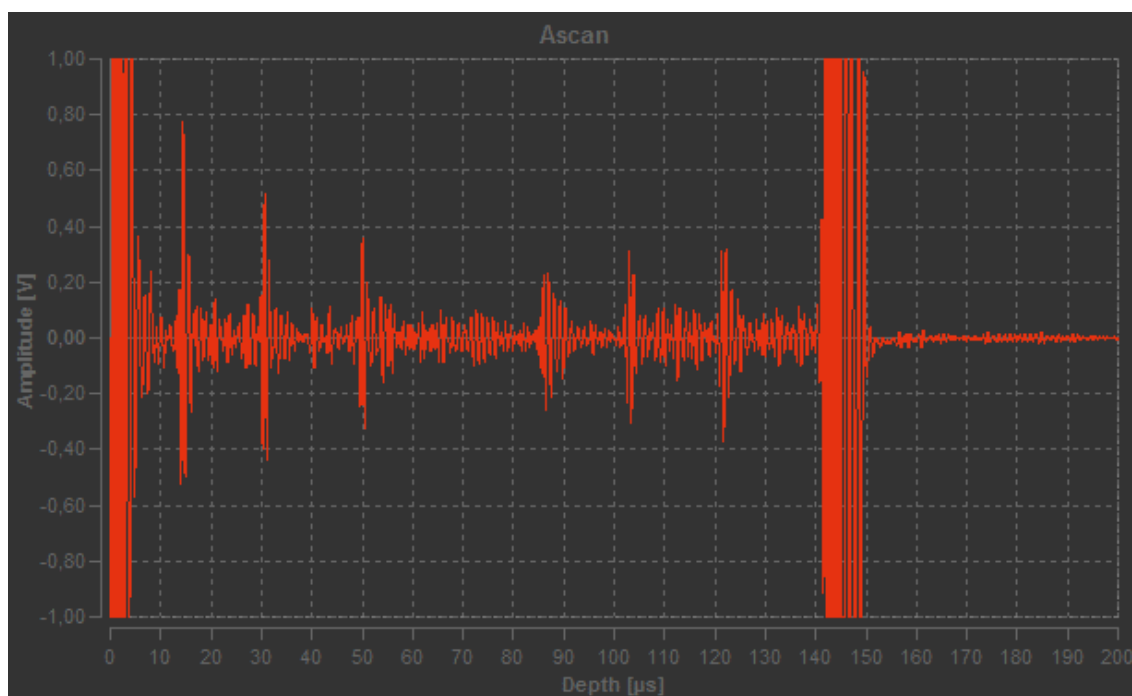
Vyzkoušejte si práci v B-módu se sondou s jedním měničem. Úloha se lépe provádí ve dvojicích, kdy jedna osoba ovládá program a druhá manipuluje se sondou. Postupujte podle následujícího pracovního postupu a průběžně si poznamenávejte vliv jednotlivých nastavení parametrů. Nezapomeňte uvést i hodnotu *output* a *gain*, kterou nastavíte na přístroji. V této úloze se bude využívat také TGC. Poté vypracujte doplňující úkoly.

1. Připravte ultrazvukový přístroj k provozu, připojte jednu sondu a přepněte přístroj do reflexního režimu.
2. Na certifikovaném fantomu ATS 539 si vyzkoušejte práci se sondou. Zapněte program na zobrazení dat a nejprve spustěte A-mód. Aplikujte mezi sondu a povrch fantomu ultrazvukový gel. Pro zobrazování je nejvhodnější využít levou hranu fantomu.
3. Upravujte postupně *output* a *gain* tak, aby byly jednotlivé odrazy dobře viditelné.
4. Pro zobrazování ve větší hloubce využijte čtyř ovladačů pro nastavení TGC, vyzkoušejte jejich funkce.
5. Nyní přejděte k samotnému snímání v režimu B-módu. Sondu upevněte do připraveného stojanu a fantom vhodně umístěte tak, aby se dal postupně zobrazit pomocí posuvu sondy.
6. V programu nastavte čas, za který jste schopni plynule posunout sondu nad celým fantomem. Poté odstartujte záznam B-módu a začněte plynule posouvat sondu nad fantomem. Dbejte na to, aby po celou dobu posunu byl přítomen ultrazvukový gel. Po nasnímání celé oblasti záznam zastavte. Poříd'te alespoň tři záznamy.
7. Vyzkoušejte také měnit parametry *output*, *gain* a TGC a pozorujte změny v nasnímaném obrazu.

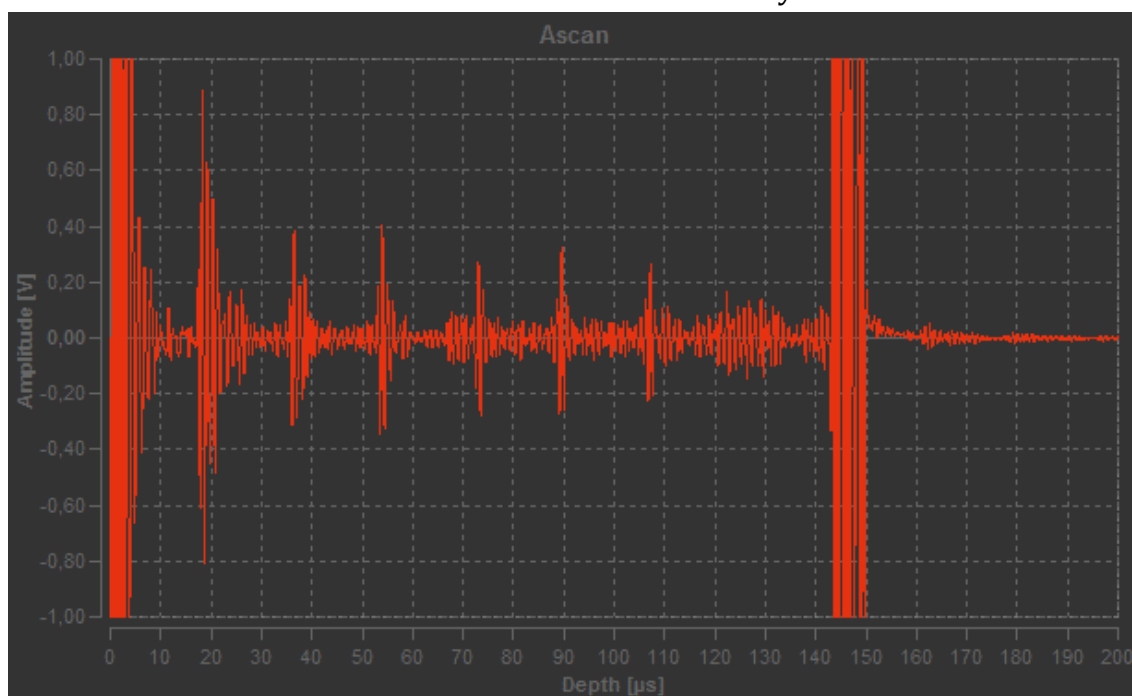
Doplňující úkoly

1. Popište, jaký je zásadní rozdíl mezi použitou sondou a klinickými sondami.
2. Uved'te, jak který z ovládacích prvků TGC mění výslednou křivku.
3. Porovnejte nasnímané obrazy fantomu. Čím by bylo možné částečně eliminovat artefakt roztažení bodů do stran?
4. Pokud se podaří fantom nasnímat dobře, je možné v jedné oblasti částečně zhodnotit jeden druh rozlišení. O jaké rozlišení se jedná a v jaké oblasti ho lze hodnotit?

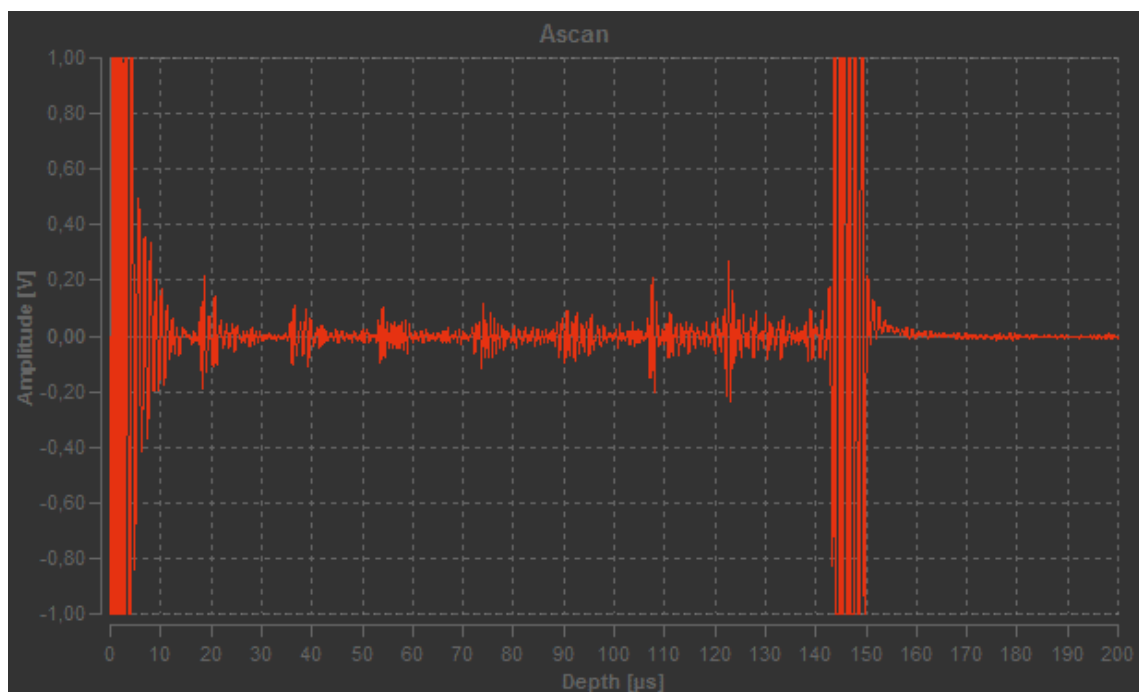
Příloha B – Snímky jednotlivých oblastí vyrobeného fantomu nasnímaného v A-módu



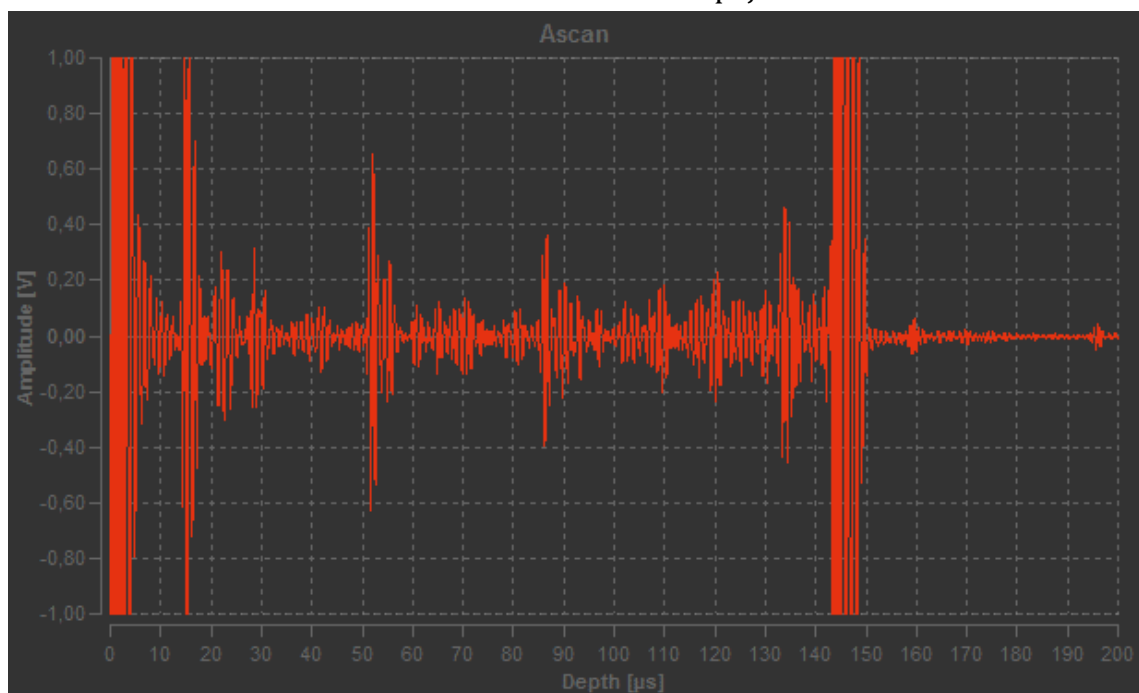
Obrázek 28 – Oblast A – hřebíky



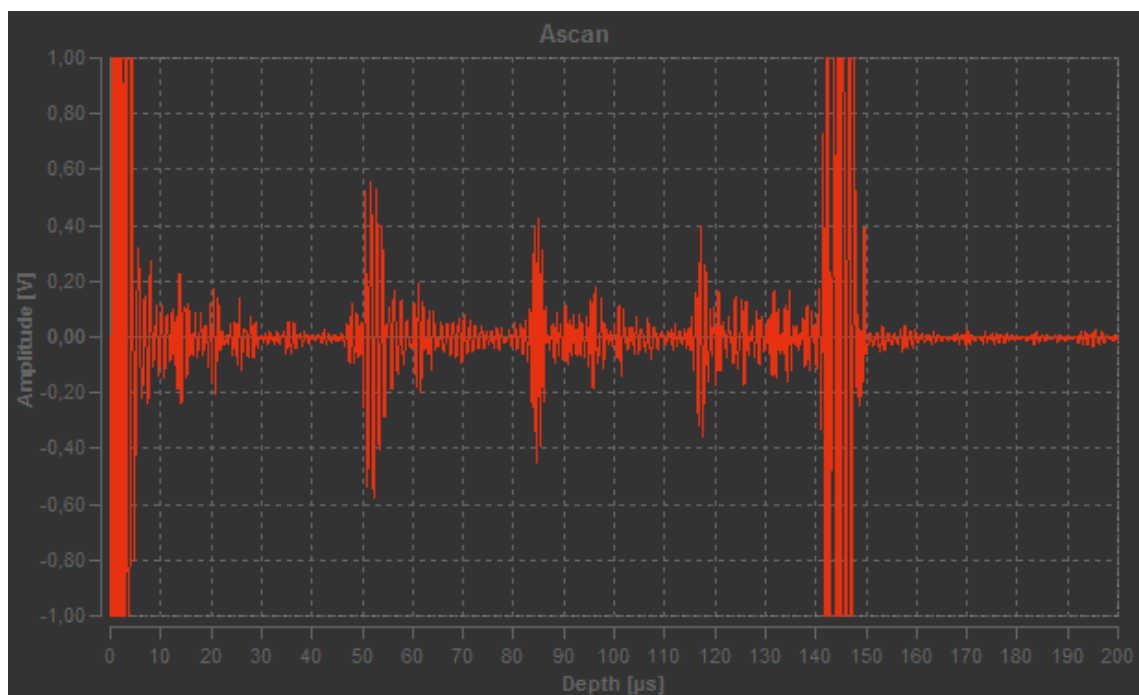
Obrázek 29 – Oblast B – drát



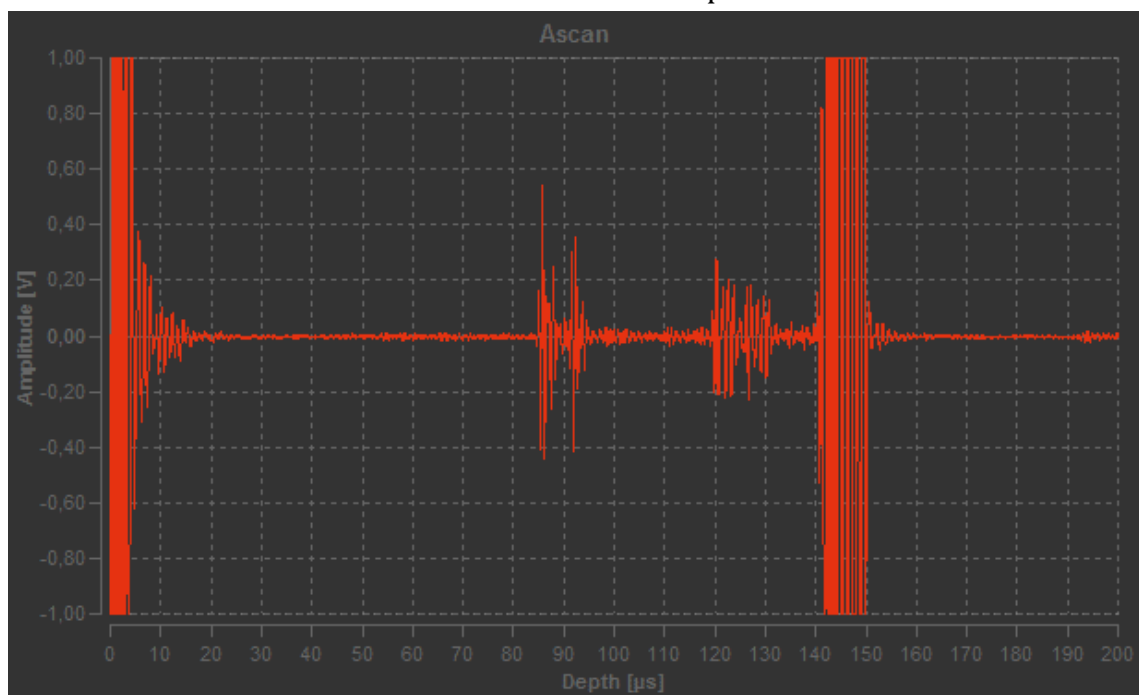
Obrázek 30 – Oblast C – špejle



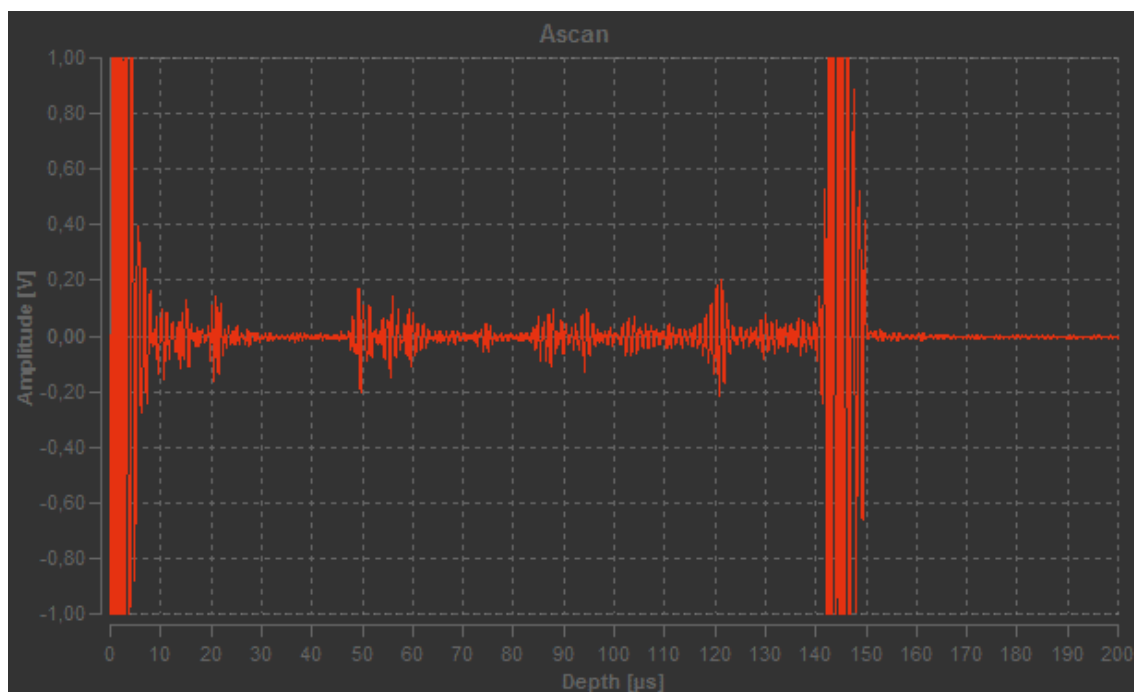
Obrázek 31 – Oblast D – brčko naplněné vzduchem



Obrázek 32 – Oblast E – brčko naplněné vodou



Obrázek 33 – Oblast F – brčko naplněné olejem, zobrazeny jsou dvě struktury



Obrázek 34 – Oblast G – brčko naplněné olejem